

dc\_605\_12

**MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS**

**A SZKOLIÓZIS MŰTÉTI KEZELÉSÉNEK FEJLESZTÉSÉBEN  
ELÉRT EREDMÉNYEIM**



**CSERNÁTONY ZOLTÁN**

**DEBRECEN**

**2014**

dc\_605\_12

Ajánlom munkámat családomnak, volt és jelenlegi munkatársaimnak, és a szkoliózisban szenvedő betegeknek...



## Tartalomjegyzék

A dolgozatban használt rövidítések.....	i
Előszó.....	ii
Bevezetés.....	iv
Célkitűzések.....	v
I. A hátsó feltárásból végzett szkoliózis műtétek rendszerező áttekintése a kezdetektől napjainkig.....	1
I/1. Bevezetés.....	2
I/2. Lágyrészműtétek .....	4
I/3. Dézisek.....	6
I/4. Korai implantátumok.....	9
I/5. A Harrington módszer és derivátumai .....	11
I/6. A Luque módszer és derivátumai .....	13
I/7. A transpeduncularis csavarozás .....	16
I/8. A Cotrel-Dubousset módszer és derivátumai .....	19
I/9. Az In situ bending technika .....	21
I/10. Az artrodézis nélküli korrekciós műtétek.....	22
II. A torakális csigolyák axiális rotációs tengelye .....	27
II/1. Bevezetés.....	28
II/2. Anyagok és módszerek .....	29
II/2.1. Geometriai megközelítési módok .....	30
II/2.1.1. Az intervertebrális ízületek és egyéb összeköttetések geometriája által meghatározott rotációs tengely.....	30
II/2.1.2. A geometriai csigolyaközéppont térbeli meghatározása.....	31
II/2.2. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata .....	32
II/2.3. Ex vivo háti gerincszakaszokon végzett mérések.....	35
II/2.3.1. Mérések bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon .....	35
II/2.3.2. Mérések teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteken .....	39
II/3. Eredmények .....	41
II/3.1. Geometriai megközelítési módok .....	41
II/3.1.1. Az intervertebrális ízületek és egyéb összeköttetések geometriája által meghatározott rotációs tengely.....	41
II/3.1.2. A geometriai csigolyaközéppont térbeli meghatározása.....	42

II/3.2. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata .....	44
II/3.3. Ex vivo háti gerincszakaszokon végzett mérések.....	46
II/3.3.1. Mérések bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon .....	46
II/3.3.2. Mérések teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteken .....	48
II/4. Megbeszélés .....	50
III. Az idiopátiás szkoliózis mechanikai etiopatogenezise – A Rotációs előfeszítettség fogal-	
mának bevezetése .....	53
III/1. Bevezetés.....	54
III/2. Anyag és módszer.....	54
III/3. Eredmények.....	55
III/4. Megbeszélés .....	56
IV. A derotáció kritikája a Cotrel-Dubousset szerint végzett műtéti korrekciók során.....	62
IV/1. Bevezetés .....	63
IV/2. Anyag és módszer .....	63
IV/2.1. A szkoliózisos gerincdeformitás vizsgálata .....	64
IV/2.2. A műtéti korrekciós manőverek elemzése .....	65
IV/3. Eredmények .....	65
IV/3.1. A szkoliózisos gerincdeformitás vizsgálata .....	65
IV/3.2. A műtéti korrekciós manőverek elemzése .....	66
IV/4. Megbeszélés.....	68
V. A CAB horgok kifejlesztésének története és az implantátum jelenlegi formája.....	71
V/1. Bevezetés .....	72
V/2. A CAB horgok kialakulásának története .....	72
V/2.1. A JBS-CAB .....	72
V/2.2. A Eurosurgical-CAB.....	79
V/2.3. A Sanatmetal-CAB .....	81
VI. A processus transversusok vizsgálata .....	84
VI/1. Bevezetés .....	85
VI/2. A háti csigolyák processus transversusainak geometriai vizsgálata .....	86
VI/2.1. Anyag és módszer .....	86
VI/2.2. Eredmények .....	87
VI/3. A háti csigolyák processus transversusainak biomechanikai vizsgálata .....	88
VI/3.1. Anyag és módszer .....	88
VI/3.1.1. Vertikális terhelés .....	90
VI/3.1.2. Axiális tengelyű rotáció .....	90

VI/3.2. Eredmények .....	92
VI/3.2.1. Vertikális terhelés .....	93
VI/3.2.2. Axiális tengelyű rotáció .....	93
VI/4. Megbeszélés.....	94
VII. A CAB horgok klinikai alkalmazása a szkoliózis műtéti kezelésében.....	95
VII/1. Bevezetés.....	96
VII/2. Beültető műszerek .....	96
VII/3. Műtéti technika .....	99
VII/4. Korrekciós mechanizmus.....	104
VII/5. Műtéti stratégiák.....	107
VII/6. Gerincszabályozás .....	112
VIII. A Sanatmetal-CAB horgokkal szerzett klinikai eredmények .....	115
VIII/1. Bevezetés .....	116
VIII/2. Anyag és módszer .....	116
VIII/3. Eredmények .....	117
VIII/4. Megbeszélés.....	119
IX. A CAB horgokkal kapcsolatos további fejlesztési irányok .....	120
IX/1. Műtéti előkészítés .....	121
IX/2. Kerekesszékes halo-húztatás.....	123
IX/3. Gerinc műtőasztal .....	124
IX/4. A Spine Knows Better (SKB) technika.....	127
IX/5. A szkoliózis rotációs komponensének mérése.....	129
X. Összefoglalás .....	131
Irodalomjegyzék .....	141
Az értekezés alapjául szolgáló saját irodalom.....	156
Köszönetnyilvánítás .....	158
Mellékletek .....	159
1. Etikai engedélyek	
2. Mechanikai mérési jegyzőkönyvek	

## A dolgozatban használt rövidítések

a-p	antero-posterior (antero-poszterior)
ASTM	American Society for Testing and Materials
BSF	Bipedicular Spinal Fixation Device
CAB	Crochet à Appui Bilatéral (kétoldalon támaszkodó horog)
CCI	Cincinnati Correction Index
CD	Cotrel-Dubousset
CT	Computer Tomography
DE KK	Debreceni Egyetem, Klinikai Központ
DE OEC	Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum
DTT	Device for Transversal Traction
EDF	Elongation, Dérotation, Flexion (Elongáció, Derotáció, Flexió)
EMG	elektromiográfia
EOS	Extended Orthopaedic System
ffi	férfi
GE	General Electric Ltd.
htx	haemothorax
i-s	infero-superior (infero-szuperior)
ISO	International Organisation of Standardization
l-l	latero-lateralis (latero-laterális)
MRI	Magnetic Resonance Imaging
mtsai	munkatársai
ptx	pneumothorax
PVD	Physical Vapor Deposition
rtg	röntgen
S	sacralis (szakrális, keresztcsonti)
SCS	Spine Contouring System
s-i	supero-inferior (szupero-inferior)
SKB	Spine Knows Better
tbc	tuberculosis (tuberkulózis)
Th	thoracalis (torakális)
TiN	titán-nitrid
TIS	Thoracic Insufficiency Syndrome (Torakális Insufficiencia Szindróma)
UH	ultrahang
VEPTR	Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib
2D	kétdimenziós
3D	háromdimenziós

## Előszó

A gerincsebészet feladatainak munkamegosztása országról országra, de még inkább intézményről intézményre változik. Nemzetközileg talán az egyetlen közös vonás, hogy ahol nincsenek külön erre a szakterületre dedikált szakemberek, ott a gerinc statikai problémáival és deformitásaival többnyire az ortopéd sebészek, míg a gerinccsatorna képleteinek problémáival az idegsebészek foglalkoznak. A szkoliózis tekintetében így van ez hazánkban is.

A deformitás-sebészet alapjaival fiatal szakorvosként sikerült megismerkednem, annak legújabb kori aranykorában, és ugyanerre az időre esett a biomechanikai posztgraduális képzésem is. E két körülmény szerencsés egybeesésének köszönhetően mind a klinikum, mind a kutató-fejlesztő munka irányából foglalkozhattam a gerincferdüléssel. Többirányú megközelítésből végzett munkám mára egységes egésszé állt össze, ennek legfontosabb állomásait és vizsgált problémaköreit foglaltam össze disszertációmban.

Tekintettel arra, hogy kísérletes, fejlesztő és klinikai munkám – bár egységes láncolatot alkot – szerteágazó, dolgozatom megírásakor kissé szokatlan, de a Magyar Tudományos Akadémia Doktori Szabályzatának Orvosi Tudományok Osztálya előírásaiba beleillő formát választottam. A szabályzat a következőképp fogalmaz:

*„A doktori cím megszerzése iránti kérelemhez olyan doktori művet kell mellékelni, amely önmagában véve is alkalmas a kérelmező eredeti tudományos teljesítményének értékelésére, megítélésére, valamely tudományos kérdés megoldásának bemutatása alapján.”*

A dolgozat érdemi része kilenc fejezetből áll, amelyek közül a kísérleti vonatkozásúak egyenként *Bevezetés*, *Anyag és Módszer*, *Eredmények* és *Megbeszélés* részekre tagolódnak. Minden fejezet elején röviden ismertetem saját ötleteimet, elképzeléseimet és kapcsolódó munkámat, feltüntettem az adott témába vágó közleményeimet, és a X. *Összefoglalás* fejezetben is csak a saját közleményeim szerepelnek irodalmi hivatkozásként.

Célom ezzel a szerkesztési móddal az volt, hogy áttekinthetőbb, követhetőbb és olvashatóbb formában adjam közre a gerincferdüléssel kapcsolatos eddigi munkásságomat.

Végezetül előljáróban még egy gondolatot szeretnék megemlíteni, ami a helyesírást illeti. Orvosgenerációk tucatjait neveltük és neveljük fel napjainkban egy „gyorstalpalós” első éves *Orvosi latin* tantárgy keretében átadható minimális nyelvi tudásra bízva a klasszikus latin, görög és latin-ógörög terminológiában való eligazodást. A magyar nyelv minden szépségét, árnyaltságát elismerve és annak állandó csiszolásán fáradozva is egy szakmaspecifikus szöveg megírásakor napjainkban szinte lehetetlen a nyelvi egység logikájának megfelelni. Az orvostársadalmi szókincs sok idegen szót adaptált a reszuscitált latinon és ógörögön túl a hagyományosan főleg német, majd újabban angol, és kevésbé a francia szakkifejezések közül. A megszámlálhatatlan szubspecialitás pedig kialakította saját „konyhanyelvét” (41). Minél kisebb szakterületet minél kevesebb szakember űz egy magyar nyelvű szakmai csoportban,

annál könnyebben kerülnek be szakmai nyelvezetükbe az általános megértést nehezítő szak kifejezések.

A gerincdeformitás sebészet és a biomechanika sajnálatomra erre két jó példa. Az ezeket a területeket művelő szakemberek a világ különböző nyelvű és szakmai szemléletű iskoláiban nevelődtek ki, szókincsük így még egy kis közösségen belül is a kíváncsnál "változatosabb", a szakma ugyanakkor rohamosan fejleszt és hozza legújabb műszavait, melyek gyakran igei vagy főnévi formában megjelennek, de németiségük, angolságuk, vagy épp bármely nyelvből vett *acronim*jük miatt nem illenek be a magyar bázisú szövegekbe. A szerző ilyenkor válaszáút előtt áll az alábbi megfontolások miatt:

1. Vagy mindent eredeti helyesírása szerint leír, megzavarva ezzel a szakterület idevágó és elterjedt szakzsargonjának magyar felhasználóit.
2. A féllaikust – mondjuk úgy más szakterületről átolvasó érdeklődőt – saját szűkebb szakterületével ellentétes nomenklatúrával találkoztatjuk, csökkentve ezáltal érdeklődését vagy megértése lehetőségét.
3. A legnagyobb gondot a nyakra-főre világszerte születő mesterséges szakkifejezések erőltetett bevezetése, és leginkább azok elterjedt fordításai/megértései jelentik.
4. A probléma ott csúcsosodik ki, amikor ezeket a rövidítéseket és adaptált kifejezéseket rávezető magyarázat nélkül alkalmazzuk. Sokan ebben a szerepben különleges mivoltukat akarják tudva-tudatlanul kifejezni - úgy, hogy két asztallal távolabb ülő kollégáik sem feltétlenül értik meg mondandójukat, vagy legfeljebb csak ők.

Régóta látva és szenvedve tőle – amit sajnos **Brencsán** professzor négy kiadást (26) megélt és kiadásról-kiadásra tökéletesített *Orvosi Szótára* sem tudott immár 51 éve megoldani –, írásomban elszántan, a magyar fül számára érthető módon igyekeztem következetesen végig fűzni ezt a nyelvlogikai szálát. Be kell ugyanis látnunk, hogy ragokkal és utótagokkal működő nyelvünk nem alkalmas a *praepositi*okat alkalmazó nyelvekből származó szavak egyszerű adaptálására.

Be kell vallanom, hogy a munka egységes grammatikai és fonetikai arculatának biztosítása számos esetben már-már nyelvi meghasonlást okozott számomra. Életemben először itt írtam le a *scoliosist*, mint szkoliózis, és még hosszan sorolhatnám az efféle áldozatul esett szakkifejezéseket. A *terminus technicus*okat, illetve egyéb lefordíthatatlan vagy szándékosan le nem fordított idegen szavakat, kifejezéseket vagy mondatokat dőlt betűvel írtam, a szerzők neveit vastag betűvel emeltem ki a szövegben. Egy-két helyen pedig vettem a bátorságot, hogy a helytelenül vagy értelmetlenül elterjedt jövevényszavakkal és szakkifejezésekkel kapcsolatos helyreigazítást megtegyem. Remélem, igyekezetem megértésre talál és nem vált ki ellenérzéseket az olvasóban.

Munkám több fejezete is Kutatás-etikai Bizottsági engedélyek beszerzését igényelte. Az aktuális szabályozásnak megfelelő különböző engedélyeket a *Mellékletek*ben helyeztem el.

## Bevezetés

*„A púposság a testi nyomor szimbóluma, a szkoliózis az ortopédia jelképe. Nehéz a betegséggel együtt élni, nehéz a betegséget kezelni. És ha őszinték vagyunk, alapjait tekintve még ma sem ismerjük azt megfelelően.*

**Andry** (9) éleslátása vagy a sors iróniája, hogy a szakmánk jelképének választott fa még mindig nem teljesen egyenes? Pedig ezt a görbe fát már sokféle módon kezelésbe vették: présbe tették, húzták-vonták, csavarták, karózták, tördelték, vésték, fűrészelték, drótozták, csavarozták, és még valahogy mindig nem az igazi. Szébb növények is teremnek az ortopédia nagy kertjében.

*Munkámmal ehhez az izgalmas, sok évszázados kalandhoz szeretnék kapcsolódni, megpróbálva hasznos részesévé válni a nagy próbálkozásnak, a szkoliózis hatékonyabb kezelésének.”*

Amikor a szkoliózis kezelésével kapcsolatos kísérleti és klinikai munkámról adok számot, nem tudtam megállni, hogy ne vegyem elő 1999-ben, a Ph.D. munkámhoz írt bevezetőmet. Indíttatásom, gondolataim, céljaim ugyanis mit sem változtak azóta, de az elvégzett kísérletek és a klinikai eredmények területén jelentősen több felmutatni valóm van.



1. ábra

Nicolas Andry 1741-ben megjelent szakmaalapító könyvének borító illusztrációja, ami azóta az ortopédia szimbólumává vált világszerte

## Célkitűzések

Célkitűzésem eredetileg egy volt: az akkorinál (és mivel ez 20 év múltán is helytáll: a jelenleginél) egyszerűbb, biztonságosabb és hatékonyabb sebészi módszert találni a szkoliózis műtėti kezelésére. Az ehhez vezető úton szükség volt a következő munkák elvégzésére:

- I. Áttekinteni a szkoliózis műtėti kezelésének történetét, majd rendszerezni annak különböző vonulatait;
- II. Elmélyülni az egészséges gerinc biomechanikájában, de mivel ellentétes tételeket találtam már az alapirodalom szintjén is, tisztázó kísérleteket végezni;
- III. Megismerni az idiopátiás gerincferdülés kialakulásának kurrens elméleteit, de mivel ellentmondást fedeztem fel azokban, megalkotni a magam elméletét;
- IV. Elsajátítani a legmodernebb sebészi technikákat, de mivel egy ideje már a szakma is ellentmondást sejtett ezen a téren, megkeresni és világosan megfogalmazni az ellentmondásosság mibenlétét;
- V. Előtanulmányaim alapján megtervezni az ezt az ellentmondást leghatékonyabban feloldó és leginkább hatékynak gondolt implantátumot és elvégezni annak elsődleges mechanikai és kadáver műtėti vizsgálatait;
- VI. Az új implantátummal kapcsolatban a tervezési részletek pontosításához, illetve az implantátum rögzülési elvével kapcsolatban megfogalmazott kételyek kizárására további biomechanikai kísérleteket végezni;
- VII. Kialakítani az újjátervezett implantátummal és a hozzá elkészített beültető eszközökkel megvalósítható korrekció technikáját, kidolgozni a követendő műtėti stratégiát és adaptálni az implantátumot az artrodézis nélküli *gerincszabályozás* eseteire is, majd mindezt a klinikumban a napi gyakorlat szintjén bevezetni;
- VIII. Tudományosan feldolgozni az eddigi klinikai eredményeket;
- IX. Bemutatni folyamatban lévő további fejlesztéseim irányvonalait és kezdeti eredményeit;
- X. Végül összefoglalni munkásságom új megállapításait és eredményeit.

Miután kitűzött céljaimat sikerült megvalósítanom, értekezésemmel jelenleg a MTA Doktora cím megszerzése a célom.



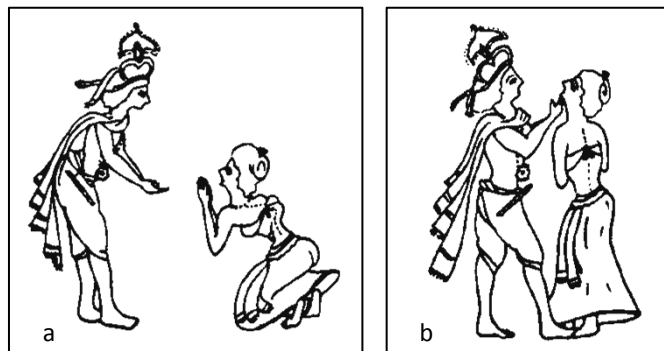
## **I. A hátsó feltárásból végzett szkoliózis műtétek rendszerző áttekintése a kezdetektől napjainkig**

- 1. Bevezetés**
- 2. Lágyrészműtétek**
- 3. Dézisek**
- 4. Korai implantátumok**
- 5. A Harrington módszer és derivátumai**
- 6. A Luque módszer és derivátumai**
- 7. A transpeduncularis csavarozás**
- 8. A Cotrel-Dubousset módszer és derivátumai**
- 9. Az In situ bending technika**
- 10. Az artrodézis nélküli korrekciós műtétek**

Disszertációm alapvetően a szkoliózis hátsó feltárásból végzett műtéti kezelésének módosításáról, az új módszer validálásáról és klinikai bevezetéséről szól. Tevékenységem részletes bemutatása előtt fontosnak éreztem áttekinteni és rendszerezni magát azt a fejlődési folyamatot, amelyhez kapcsolódik saját kutató-fejlesztő és klinikai munkám, azaz a gerincsebészet kialakulásának a témához kapcsolódó történetét (42,48,57,160).

### I/1. Bevezetés

Mint ez a betegségek nagy részére igaz, a szkoliózis kezelésének története is tudomásunk szerint egészen az ókorra nyúlik vissza. A Kr.e. 3500-ból fennmaradt *Srimad Bhagwat Mahapuranam* vallásos indiai könyv hindu mitológiai már beszámolnak **Krishna** (122) gyógyításáról, amint egyik híve elferdült gerincét egyenesítette ki. Az ábra alapján már itt tetten érhető az axiális húzás gondolata (I/1. ábra).

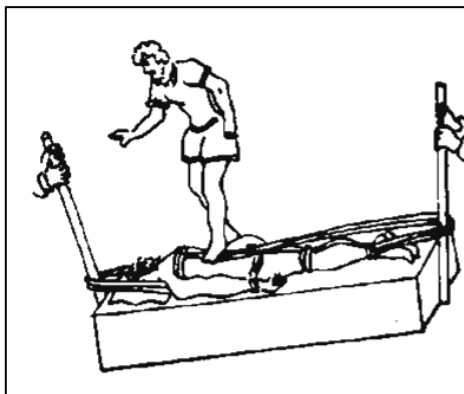


I/1. ábra

- a. *Kubja* könyörög *Krishna*nak, hogy egyenesítse ki a gerincét  
b. *Krishna* rálép a lábára és állánál fogva felfelé emeli *Kubja* testét

A betegség első leírása **Hippokratész** (Kr.e.460-377), elnevezése **Galenus** (Kr.u.129-99) (122) nevéhez fűződik és a σκολιός (=kanyargós) görög szóra vezethető vissza. Nyilvánvaló, hogy ekkor még csak a legkirívóbb esetek felismeréséről és konzervatív kezelési kísérleteiről lehetett szó. Nagyon sok idő telt el, amíg az enyhébb deformitások is egyáltalán felismerésre kerültek.

A korabeli gyógy módokból az is kiderül, hogy kezdetben a jelentős bordapúpok eltüntetésének óhaja vezette mind a beteget, mind a kezelőorvost. **Galenus** (122) módszere jól tükrözi ezt a mechanisztikus szemléletet (I/2. ábra).



I/2. ábra  
Galenus szkoliózis kezelési módszere

**Galenus** tanításai csak számottevő késéssel, a XII. században kezdtek Európában terjedni. A középkori orvoslás, ha nem is hozott gyakorlati előrelépést a szkoliózis kezelésében, valami fejlődés azonban csak megindult: a púp mögött kezdték látni magát a betegséget, felismerni a deformitás fontosabb biomechanikai vonatkozásait. **Glisson** 1650-ben megjelent monográfiájában elsőként adja máig is helytálló elemzését a szkoliózisnak és a társuló mellkasi deformitásoknak (17). A gerincferdülés, mint orvosi probléma megjelenése, nagyjából erre az időszakra tehető.

A púp eltüntetésére való törekvés – mint kizárólagos beavatkozás – egészen a XIX. század második feléig jellemezte a „kezeléseket”, és a kor műszaki fejlettségét tükröző legrafináltabb szerkezetek születtek a probléma megoldására. A legkülönbözőbb nyújtó- és préskészülékek után a kötözési technikák, majd a gipsztechnika megjelenése, fektetők és fűzők készítése már esetenként hatékonyabb kezelést tett lehetővé, de igazán elfogadható eredményekről még nem beszélhetünk (177,189). A későbbiekben kialakuló sebészi megoldásokhoz viszont esetenként nagyon hatékony kiegészítő módszereknek bizonyultak.

Az újkori sebészet fejlődésének minden fázisában újra és újra előkerült a szkoliózis problémája. A konzervatív kezelés mellett tehát végérvényesen megjelent a műtéti kezelés gondolata is. Az orvostudomány egészének fejlődése, így az aszeptikus sebészi technika, az intratracheális narkózis, az antibiotikumok terjedése és a csont-ízületi betegségek szemléletében alapvető változást hozó röntgenteknika, majd a kontrollált hipotenzió és az autológ transzfúzió egyre jobban kitágította az ortopéd sebészet lehetőségeit.

Ezzel párhuzamosan háborúk zajlottak, pusztított a *tbc*, *poliomyelitis* járványok voltak, egyre többen sérültek békeidőben is a fejlődő motorizáció miatt, és nem utolsósorban megváltozott az embereknek a betegséghez, illetve az egészséghez való viszonya is. Azaz: egyre több oldalról támasztottak igényeket az ortopéd sebészet és így a gerincsebészet komolyabb fejlődése iránt.

A szkoliózis műtétek fejlődésének tárgyalása a továbbiakban választás elé állítja a szerzőt. Vagy a tényleges kialakulás menetét követve, regényszerűen tárgyalja az egyre újabb mód-

szereket, vagy didaktikusan halad. Ez utóbbit választva csábító átvenni **Bouillet** és **Vincent** (24) részletes monográfiájának tematikáját, amelyben különválasztják azokat a gyógy módokat, amelyek a különböző patogenezis elméletek alapján születtek és azokat, amelyek a betegség lefolyását befolyásolhatatlannak ítélve, a korrekció és csontos konszolidáció módszerét alkalmazzák. Jelen munkában mégsem ezt a "cél logikáját", hanem a módszer belső logikájának fejlődését vettem alapul a szkoliózis műtétek kialakulásának áttekintéséhez.

Ebben a munkában csak a hátsó elemeken végzett műtéteket tárgyalom. Nem foglalkozom a bordarezekció-gibboplasztika módszerének fejlődésével, mivel ez részben átvezet a mellkasi feltárások problémakörébe, másrészt történetileg sem volt direkt előfutára a jelenlegi hátsó feltárásból végzett instrumentálásoknak. Ugyancsak nem képezik részét történeti áttekintésemnek a ventrális implantátum rendszerek sem.

A lágyrész-, illetve csontműtétek különválasztásával és az implantátumok csoportosításával a fejlődés áttekintését szerettem volna megkönnyíteni. Fontos azonban szem előtt tartani, hogy ezek a módszerek időben nagy szórással jelentek meg, egy részük ki sem állta az idő próbáját, viszont az egyes műtéti technikák kialakulásában igenis megvolt a meghatározó, előbbrevívó vagy épp elrettentő szerepük. És bizonyára még mindig vannak közöttük olyanok, amelyek továbbgondolásra érdemesek lennének...

## I/2. Lágyrészműtétek

Borbélymesterektől öröklött sebész mesterségünk kezdetben a sebellátás biztosítására korlátozódott. Igen sok időnek kellett eltelnie, mire a sebész maga is sebet mert ejteni betegén. Még az életveszélyes állapotokban beavatkozó sebésznek is ehhez már bizonyos fokú anatómiai ismeretekre és nagy-nagy bátorságra vagy felelőtlenségre volt szüksége. Mindenesetre valós vagy vélt kényszerítő körülmények kellettek.

Az újabb előrelépést bizonyos vesélytelenebb sebészi beavatkozások kitapasztalása hozta. Az 1800-as évek elején nagy divatja lett a különböző tenotómiáknak. A legkülönbözőbb mozgásszervi betegségek megoldását látták a szubkután végzett, sokszor többszörös tenotómiákban. 1839-ben a *Gazette Médicale de Paris*-ban jelent meg **Jules Guérin** (177) írása *Lettre sur le traitement des déviations latérales de l'épine par la section sous-cutanée des muscles du dos et de la colonne vertébrale* címen. Módszerével a hátizomzat konkáv oldali összehúzódásának a megszüntetését célozta meg. Feltehetően ez volt az első sebészi kísérlet a szkoliózis műtéti kezelésére.

Az irodalom a továbbiakat illetően nagyon hézagos. **Schepelmann** (177) a XX. század első felében izomátültetéseket végzett, illetve bizonytalan utalás található arra vonatkozólag, hogy *postpoliomyelitis* szkoliózisban *fascia abdominalis* transzplantációkat végeztek volna.

1954-től **Gruca** (86) behatóan foglalkozott a vázizmoknak a szkoliózis kialakulásában feltételezhető szerepével. Az idiopátiás szkoliózist, mint megbomlott izomegyensúlyhoz társuló, másodlagos fejlődési zavart fogta fel. Ugyanakkor az elsők közé tartozott, akik vitatni merték az ekkor már nagymértékben elterjedt detizáló műtétek létjogosultságát. Így születtek meg korai módszerei: a *Dynamic bone bridge technique*, valamint a különböző autológ *myoplasticák* és *fasciodesisek* technikája. Ezek tehát izom, ín és *fascia* dez- és reinszerciákat jelentő beavatkozások voltak (I/3. ábra). Módszerével ebben a formában gyenge korrekciós eredményeket ért el. Az alapelvet továbbfejlesztve jutott el azonban az izom alloplastika módszeréhez, amit az I/4. *Korai implantátumok* című részben tárgyalok.



I/3. ábra  
**Gruca dorzális myoplasticája**

**Langenskiöld** (1961) (202) kísérletes szkoliózis modelleken nyert tapasztalatok alapján közelítette meg a problémát. Kísérletesen féloldali *ligamentum costotransversarium* átvágásokat követően sikerült gerincferdülést kialakítania. A kérdést megfordítva, szkoliózisban a deformitáshoz vezető izomegyensúly zavar ellentettjét létrehozva próbált beavatkozni. Módszere nem terjedt el.

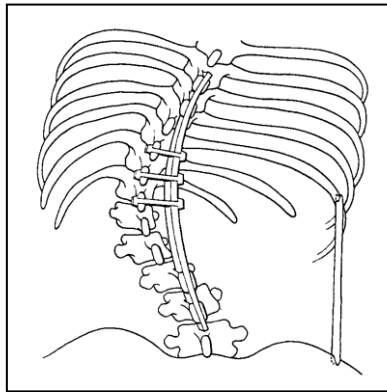
**Lindahl** (1966) (133) ugyanebből a megfontolásból 13 gyermeknél a konkavitás oldalán a *processus transversus*okat rezekálta és a progresszió csökkenését tapasztalta.

A későbbiekben a szkoliózis műtétek között a kizárólagosan a lágyrészekre vonatkozó megoldások egyre inkább háttérbe szorultak. **Sulutko** és **Pavlovsky** (17) az 1960-as évek elején a konkáv oldali kontraktúrák izomzat átvágását javasolták a korrekció megkönnyítésére.

Tudomásom szerint napjainkban ezeket a lágyrészműtéteket önálló műtétként szkoliózisban már nem is végzik. A kísérletes szkoliózis modellek tapasztalatai alapján (107,218) azonban ezeknek a műtéteknek a létjogosultságát mind a mai napig nem lehet teljesen kétségbe vonni. A probléma a hatékonyságukban van. Ugyanakkor látni kell, hogy végül is mindezek a beavatkozások akarva-akaratlanul jelenleg is részét képezik a hátsó feltárásból végzett szkoliózis műtétek jelentős részének: az operált gerincszakasz alapos szkeletizálása ugyanis mi más, ha nem miotómiák, tenotómiák, dezinszerciók, kapszulotómiák és artrotómiák sorozata?

### I/3. Dézisek

**Albee** (4) 1908-ban végezte először a később róla elnevezett *extraarticularis desis* műtétet *spondylitis tuberculosában* szenvedő betegeken. Ennek lényege a görbület alsó és felső végén a *processus spinosusok* hosszanti kettéhasítása és ezekbe fektetett *inlay* hosszanti *tibia* spánnal a gerinc megtartása, amit a *processus spinosusokra* és a hosszanti *tibia* spánra fektetett haránt spánokkal is stabilizált. Ezt szükség esetén kiegészítette a mellkas „aládúcolásával” a csípőlapát és a konkáv oldali X. borda közé befeszített *tibia* spánnal (I/4. ábra). Úgy tűnik, **Kidner** és **Galloway** (17) volt az első, aki **Albee** módszerét szkoliózisban alkalmazta.



I/4. ábra  
**Albee-féle extraartikuláris gerinc desis**

A műtétet gipszkorzettben végzett korrekciós kísérlet és rögzítés előzte meg. A korzetten ablakot vágtak és azon keresztül végezték el a műtétet. A technika idővel nagyon sokat fejlődött, a fűzők egyre hatékonyabbak és elviselhetőbbek lettek. A lényeg azonban – hogy a beteget az előre elkészített fűzőben operálták – évtizedeken át változatlan maradt.

**Hibbs** nevéhez fűződik a gerinc kisízületi artrodézisek bevezetése. 1911-ben operált első három betege szintén *spondylitis tuberculosában* szenvedett. Módszerét még abban az évben leközölte *An Operation for Progressive Spinal Deformities* címen (99), a címben is éreztetve, hogy az alkalmasnak ígérkezik szkoliózisos betegek műtéti megoldására is. Az eljárás eredetileg még mindössze abból állt, hogy a töben meggyengített és így elhajlított *processus spinosusokkal* és a *laminák* félig leválasztott és elhajlított külső kortikálisával kapcsolta össze az elmerevítendő csigolyákat. Módszerét – újdonságának köszönhetően – sokan követték, kiforratlansága miatt pedig sokan módosították. Európában – némi késéssel – az első világháború után **Leclerc** és **Lance** (202) végzett elsőként gerinc artrodézist.

Később **Hibbs** maga is sokat változtatott a detizálás módján, és műtéti technikájának 1924-ben közzétett változata (99) vált klasszikussá. Ebben a legfontosabb új elem a kisízületek megszüntetése, a *laminák* kortikálisának felvése és dézis a csontdarabkák egymásra hajlításával, illetve hozzáadott *onlay* autológ spongiózával (I/5a. ábra).

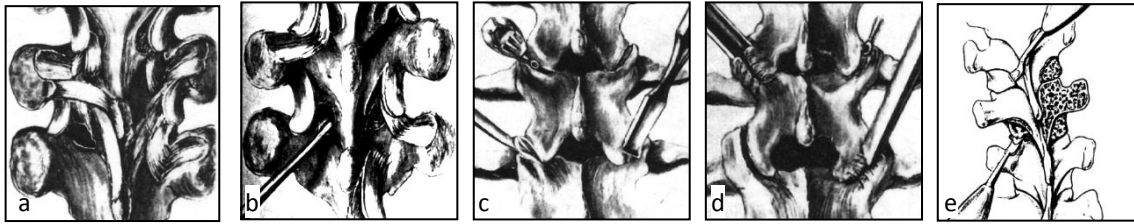
Hamar felismerték, hogy a lokálisan elforgatott csontdarabkák nem elégségesek és más helyről vett csontot is kezdtek alkalmazni, azaz meghonosodott a gerincsebészetben a csontgraftok alkalmazása. A csontgraftok alkalmazása önmagában is kalandos fejlődést ért meg. A szervezet több részéről vettek csontot, így az operált csigolyák hátsó elemei mellett többek között a beteg *tibiájából* vagy csípőlapátjából. Az egyre kiterjedtebb dézisekhez azonban kevésnek tűnt ez a csont is. **Whitman** (1927) (146) a beteg saját, rezekált bordáit is felhasználta, majd homológ és heterológ csontokat is kezdtek alkalmazni.

**Kleinberg** (1922) (146) a **Hibbs** szerinti dézishez masszív borjúcsont spánt is használt. **de Forrest Smith** (1923) (146) reoperációk során birka graftok stabil beépülését tapasztalta. (Ilyen műtét késői sikeres eredményével magam is találkoztam Strasbourgban 1991-ben.) A másik, sokáig eldöntetlen kérdés az volt, hogy vajon az *inlay* vagy az *onlay* grafttechnika az előnyösebb. **Phemister** (1931) (146) állatkísérleteken és klinikai megfigyeléseken keresztül bizonyítani tudta, hogy az *onlay* technika nem jelent a beépülésnél feltétlenül előnyt, viszont a fel-darabolt spongiózának nagyobb az oszteoinduktor hatása. **Albee** (33) az 1930-as évek végén kezdett saját fejlesztésű elektromos fűrészt használni, ami a *tibia* graftok kivételét nagyban megkönnyítette. Az elektromos fűrész terjedése valóságos divatot alakított ki a graftkivételben.

**Moe** (156) (I/5b. ábra) technikai javításokkal 1948-tól alkalmazta kezdetben **Hibbs**, majd később a saját módszerét (ez utóbbi *Gillett Hospital Technique* néven maradt fenn), melynek során a **Risser**-féle ún. *localiser* gipsszel való korrekció után a kisízületekbe csontblokkokat helyezett. Nagy gondot fordított arra, hogy a hátsó elemek felvése során nyelezett graftokat kapjon, amelyeket azután óvatosan fordított el az egymással való érintkezéshez. Rendkívül modern szemléletét mutatja, hogy már ekkor felhívta a figyelmet az áll ízület korai felismerésének és korai műtéti revíziójának fontosságára.

**Hibbs** technikáját főleg az USA-ban sokan módosították, többé-kevésbé jelentős mértékben. Az európai dézisek ugyanakkor inkább **Albee** módszeréhez hasonlítottak.

**Outland** és **Corn** (1947) (167) párhuzamos többszörös autológ *tibia* spánt használt, szükség szerint a gerinc egyik vagy mindkét oldalán. **Howorth** (1943) (101,156), **McBride** (1949) (148), **Chandler** (1957) (156) (I/5c. ábra) további apró technikai módosításokkal, de alapjaiban a **Hibbs**-féle műtétet végezték. **Ponseti** (1950) (175) **Albee** és **Hibbs** módszerét kombinálta, amelyben *tibia* és csípőlapát graftokat használt az eredeti **Hibbs** módszer kiegészítésére. **Cobb** (1953) (35,156) a kisízületi *curettage* tekintetében sokkal felületesebb volt. **Risser** (1958) (156) az ékalakban kivésett kisízület helyére mintegy bebillentette a töben meggyengített *processus transversus* (I/5d. ábra). Időnként *tibia* spánnal egészítette ki a módszert. **Blount** (1958) (156) a *processus transversus*ok közé is tett be feszülés alatt graftokat. **Garrett** (1961) (78) ún. *collapsing spine* eseteiben a **Hibbs** szerinti fúziót esetenként az *occiput*ig, illetve a *sacrum*ig is kiterjesztette. **Mastragostino** (1967) (144) a **Hibbs** szerint elvégzett dézist általában a *tibiából* származó, gyufaszálszerűen elkészített graftok hozzáadásával egészítette ki.



I/5. ábra  
Hátsó csigolya dézis technikák  
a. *Hibbs*  
b. *Moe*  
c. *Chandler*  
d. *Risser*  
e. *Goldstein*

Ezzel párhuzamosan újabb és újabb próbálkozások történtek a csont tartósítására és sterilizálására is, megalakultak az első csontbankok. **Turner** és **Bassett** (1956) katódsugarakkal sterilizált csontot (58), **Stagnara** (1950) csikó és borjú graftokat használt jó eredménnyel (17). A múlt század második felétől aztán a liofilizálási technika alkalmazása a graftok konzerválásában lehetővé tette a heterológ csont megbízhatóbb használatát és további terjedését. A hirtelen felgyűlt nagyszámú tapasztalat alapján a heterológ csontgraft kevéssé vált be, így méginkább terjedt továbbra is a homológ csont használata. **Herbert** (17) már az 1960-as évek végén fagyasztott emberi csontgraftokat használt. A legjobb módszernek végül a csípőlapátból vett autológ csont hozzáadása bizonyult (202).

A nagy fejlődés ellenére egy dolog továbbra is változatlan volt: mindezen módszerek hosszú ideig tartó külső rögzítést, gipszkorzettet vagy -fektetőt igényeltek. Kezdetben, mint szó volt róla, már magát a műtétet is gipkorzetten keresztül végezték, idővel aztán a betegek csak műtét után kaptak fűzőt (58), ami a sebész számára sokkal kedvezőbb műtéti hozzáférést tett lehetővé. Mindenesetre a fűzőviselés kellemetlenségeinek felismerése is valószínűleg közrejátszott abban, hogy megpróbálták a csontgraftokkal egyre nagyobb stabilitást elérni.

Az **Albee** módszerét követő európai irányzatokban egy merev vagy rugalmas csontgraft hozzáadása az egyik legfontosabb lépése lett ezeknek a műtéteknek. Így pl. **del Torto** (1956) és **Novak** (1954) (17) fémdróttal rögzített masszív *tibia* spánt a gerinchez. **Cotrel** és **Cauchoux** (1964) (17) az ún. *Greffes encastrées* módszerével hosszanti húzatás mellett az áthidalt szakasz két végén a *processus spinosus*ok közé szorította be a végein fecskefarok-szerűen felvágott spánt és ezt kiegészítve autológ *iliaca spongiosa*val gyors csontosodást ért el. **Pap** (1962) (172) *semilunaris desise* lényegében **Albee** és **Hibbs** módszerének további módosítása. Ennél a reziduális görbületet figyelembe vevő, a *crista iliac*ából származó kortikospongiózus grafttal végezték el a detizálást.

A beültetett graftoknak így a jó oszteoinduktív hatásuk mellett a műtét előtti és alatti korrekció megtartása is fontos feladatukká vált (214). Az újabb érában **Goldstein** (1966) (88)



fogalmazta meg ismét a kiterjedt dekortikálás szükségességét, és azt, hogy az autológ *crista* a legalkalmasabb graft a csontosodás indukálásához (I/5e. ábra).

Összefoglalva elmondhatjuk, hogy az önálló beavatkozásként végzett dézisek egyre jobban visszaszorultak napjainkra az implantátumtechnika fejlődésével, de a **Hibbs** alapos leírását pontosan végrehajtva az instrumentálás kiegészítéseként végzett dézis jelenleg is a legkomolyabb biztosíték a szkoliózist operáló sebész céljainak eléréséhez: a görbület progressziójának megállításához, illetve a műtét alatt elért korrekció fenntartásához (109,214).

#### I/4. Korai implantátumok

**Hadra** (119) 1891-ben, majd **Chipault** (17,119) 1897-ben elsőként ajánlották szkoliózisban a *processus spinosus*ok ezüstdróttal való rögzítését.

**Lange** (129) 1902-ben *spondylitises* betegeknél 4 mm-es acéldrótot helyezett a *processus spinosus*ok két oldala mellé, amit alsó és felső végeinél ezüstdrótokkal rögzített a *processus transversus*okhoz. Első eseteiben a *cerclage* drótok magasságában gennyedés lépett fel. A későbbiekben ónnal bevont acéldrótot vastag selyemmel rögzített, és hat hónapig gipszelte betegeit.

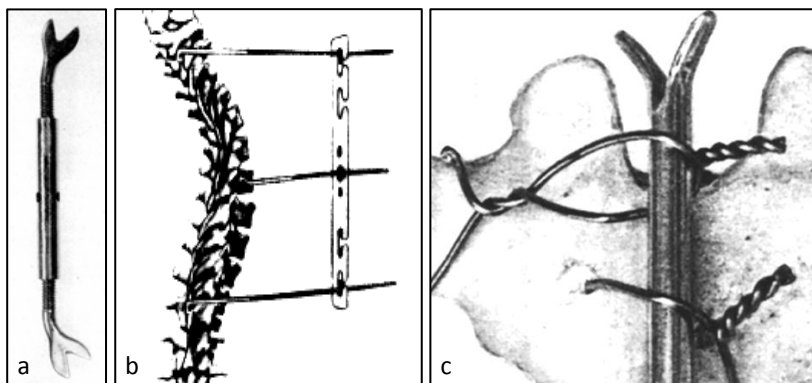
Valójában egészen az 1950-es évekig kellett várni, amíg komoly és megbízható implantátumok beültetésére kerülhetett sor.

**Allan** (1954) (6) technikája volt az első, amely fém implantátummal a szkoliózisos görbület redukcióját valósította meg. A módszer lényege a főgörbület végcsigolyáinak *processus transversus*ain támaszkodó, villás végű eszköz megspannolásával végzett korrekció (82). A műtét után már nem kellett feltétlenül külső rögzítőt alkalmazni. Bár még nem volt igazán hatékony, ez az implantátum mindenképp újabb mérföldkövet jelentett: ez volt tulajdonképpen az első gerinc mellé ültetett (és ki tudja, talán első emberbe ültetett) műszaki szerkezet és egyben az első, műtéti korrekcióra is alkalmas implantátum (I/6a. ábra).

**Marino-Zuco** (1956) (143) módszere gibboplasztikát és detizálást követően a konkáv oldali *transversus*okra helyezett „*Divaricator*” és a konvex oldali bordákra vagy *transversus*okra helyezett ún. „*Contractor*” beültetéséből állt. Illusztrációt sajnos nem közölt.

**Lopez és Zuzuarregi** (1964) (58) egy speciális lemezt alkalmazott a gerinc dinamikus rögzítésére. A konvex oldalon azt hosszában a *processus spinosus*ok mellé fektetve, a nyílásain hurokban keresztülhúzott dróttal a *processus spinosus*okra fejtett ki kizárólag derotáló hatást. A szerkezet speciális csavarokkal *in situ* került megspannolásra (I/6b. ábra).

**Resina** (1963) (179) egy sima felszínű hosszanti merev rúdhoz a *processus transversus*t körülölelő, illetve a *processus spinosus*on átfúrt dróttal rögzítette a deformált gerincet és a drótokat megspannolva próbálta azt kiegyenesíteni (I/6c. ábra).



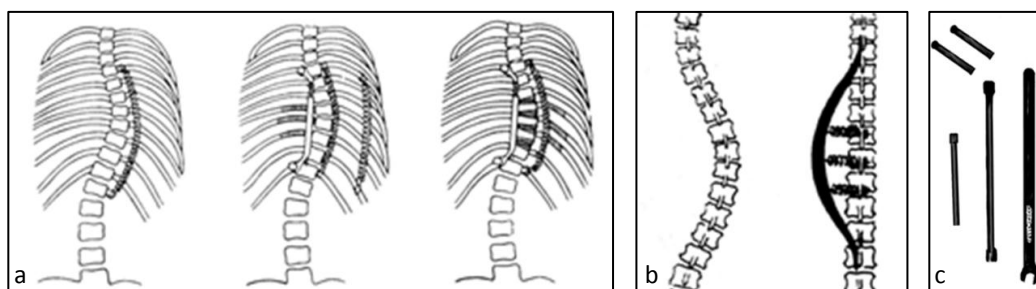
I/6. ábra

- a. Allan implantátuma  
b. Lopez és Zuzuarregi módszere  
c. Resina módszere

**Gruca** (85,86,87) 1955-től alkalmazta és fejlesztette az ún. *Muscular Alloplasty* módszerét. Ennek lényege, hogy választott helyeken rugókat akasztva a csigolyák hátsó nyúlványaira próbált kedvező irányú és nagyságú korrekciós erőket ébresztteni a gerincben. Későbbi továbbfejlesztett változatában már a bordákra, sőt lumbális görbületeknél az *iliolumbalis* szakaszra is – sokszor többszörös – rugókat helyezett be (I/7a. ábra). 10 év alatt mintegy 500, 4-14 év közötti gyereket operált meg ezzel a módszerrel és biztató korrekciós eredményt tapasztalt. Külső rögzítést nem alkalmazott. Esetenként a rugóba kötőszöveti benövését észlelt, ami a rugó-hatást csökkentette. A későbbiekben – ennek kivédésére – polietilén burkolattal látta el a rugóit. Módszere napjainkra mellőzötté vált, de új szemléletével, a dinamikus és artrodézis nélküli rögzítés módszerével egy új, azóta is kiaknázatlan utat nyitott.

Logikailag ehhez kapcsolódik **Pap** (1961) (43,172) *Endolyra* módszere. Ennek lényege egy ív alakra hajlított acélrúd rögzítése a főgörbület végcsigolyáira. Az így képzett rugalmas líra és a görbületben résztvevő csigolyák *processus spinosusai* között kifeszített rugók hivatottak a dinamikus korrekcióra (I/7b. ábra). Mindössze 12 esete volt, módszere nem terjedt el.

A **Wenger** (1961) (209) féle *Spinal Jack* lényege a két végcsigolya testébe behelyezett egy-egy haránt csavar szétfeszítése volt menetes szár segítségével (I/7c. ábra). Mivel hátsó para-vertebrális torakális feltárásból került behelyezésre, tulajdonképpen átmenetet jelentett az elülső feltárásból végzett műtétek felé.



I/7. ábra

- a. Gruca *Muscular Alloplasty* módszere  
b. A Pap Károly-féle *Endolyra*  
c. A Wenger-féle *Spinal Jack*

**Cobb** (35) már 1958-ban felhívta a figyelmet, hogy a terjedőben lévő fém implantátumok csak időlegesen alkalmasak a gerinc megtámasztására, és arra kell törekedni, hogy a megtámasztott szakaszt dézis által egyetlen szegmentummá tegyék, különben óhatatlanul komplikációk lépnek fel.

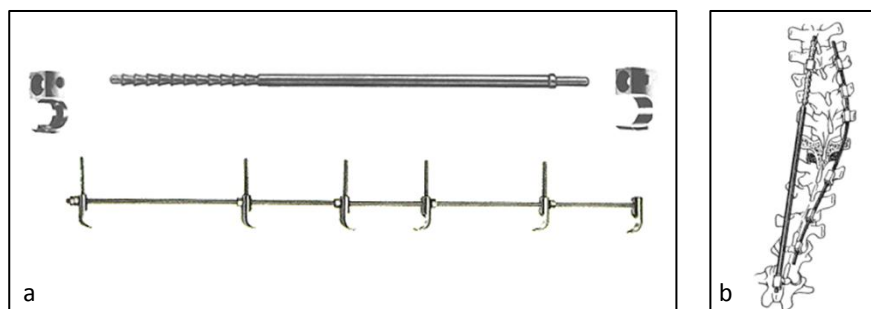
### I/5. A Harrington módszer és derivátumai

1953-ban **Harrington** felismerte, milyen hatalmas igény lenne az USA-ban a *poliomyelitises* betegek paralitikus szkoliózisát hatékony implantátummal megtámasztani. Innentől kezdve indult el az a fejlesztő munka, aminek 1962-ben történt első publikálása (94) újabb mérföldkövet jelentett a szkoliózis sebészet fejlődésében.

Az implantátum eredeti formájában rendkívül egyszerű volt. **Allan**éhoz hasonló elven, fémrudak végére szerelt horgok képezték az alapját. A módszer alapötlete a háti konkavitás oldalán disztrakciós, a konvexitás oldalán kompressziós erőt alkalmazni a görbület végcsigolyái között és ezáltal korrigálni a szkoliózist. Az ezzel elért műtéti eredmények minden addigi képezetet felülmúltak (93,95). 1960-90 között világszerte ez lett az univerzális módszer és egyes becslések szerint legalább 1 millió ember részesült ilyen műtétben (88,199).

A konkáv oldalra egy 6-7 mm vastag rúd került. Ennek egyik vége gyűrű alakú, élben végződő kiálló recékkel, másik vége vállban kissé beszűkülő kialakítással készült. A rúd recézett végére kissé tágabb furatú horog került, a másik végére szorosan illeszkedő furatú. Ezek a görbület végpontjainál a *laminára* vagy a *processus transversus*ra lettek akasztva, mégpedig a felső alulról felfelé, az alsó pedig felülről lefelé néző irányban. A horgokat a rúdon egymástól távolítva azok nyomás alá kerültek, és a recézett végen ülő horog megbillent, majd megakadt a recézet valamelyik kiálló élében. Ez biztosította a konkáv oldali disztrakciót.

A konvex oldalra 3-4 mm átmérőjű, finom menetemelkedésű menetes szár került. Erre a *processus transversus*okon támaszkodó és anyacsavarral a rúd hosszában tetszőleges irányba terelhető horgok kerültek: a horgok a görbület felső szakaszán felülről lefelé, alsó szakaszán pedig alulról felfelé néző irányban való behelyezése biztosította a konvex oldali kompressziót (I/8. ábra).



I/8. ábra

A Harrington módszer

a. Harrington eredeti implantátumai

b. Harrington technikával korrigált szkoliózis

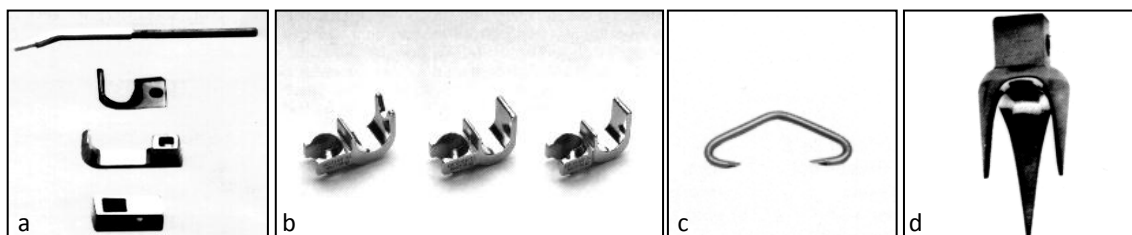
Maga **Harrington** az első öt évben mintegy 35 módosítást hajtott végre, amelyek mind az implantátumot, mind a műtési technikát érintették (17). Időközben a technika kikristályosodásával egyre jobbak lettek a korrekciós eredmények, bővült az indikációs kör. Már nemcsak a legtöbb szkoliózis esetében volt jó eredménnyel használható, hanem gerinctörések és instabilitások esetében is. Később aztán az implantátum számos, mások által továbbfejlesztett változata is megjelent.

**Moe** (17) a *Harrington rúd* disztális végét és az azt befogadó horognyílást négyszögletesre alakította, ezáltal a rúd saját tengelye körüli elfordulását akadályozta meg (I/9a. ábra).

**Zielke** (1972) ún. *bifid* horgot készített, hogy ezáltal csökkentse a kisízületbe vezetett horog migrációjának veszélyét (17,73).

**Guadagni és mtsai** (1984) kifejlesztették az ún. *Wisconsin rendszert* (174). Ez a nyitott testű, sima szélű és *bifid* horgok bevezetése révén egyszerűbb instrumentálást biztosított a konkáv oldalon. Így már nemcsak a rúd két végére, hanem bármely részére lehetett horgokat akasztani (I/9b. ábra).

A **Stone-féle kapocs** (I/9c. ábra) és a **Cotrel tripod** (1966) (17) (I/9d. ábra) a *sacrum*hoz történő lehorgonyzást könnyítették meg.

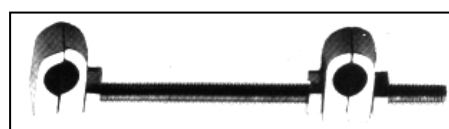


I/9. ábra

Különböző módosítások a *Harrington-féle* implantátumokon

- a. a *Moe-féle* négyszögletes horog-rúd kapcsolat
- b. a *Wisconsin* rendszer nyitott testű *bifid*, illetve hagyományos horgai
- c. a *Stone-féle* kapocs
- d. a *Cotrel-féle* tripod

**Morscher** (1972) (17), majd **Armstrong** (1975) (10) megkezdte a két hosszanti rúd egymással való összekötését, jelentősen megnövelve ezzel a montázs stabilitását. A harántösszekötő végleges formáját **Cotrel** (17) 1978-as *Device for Transversal Traction*-je (DTT) jelentette (I/10. ábra).



I/10. ábra

A *Cotrel-féle* harántösszekötő idom, a *DTT*

**Armstrong** (1975) (182) másik fontos módosítása magát a műtéti technikát érintette. Középsúlyos görbületeknél mindkét oldalon disztrakciót alkalmazott: a konkáv oldalon a szokásos elhelyezésben, míg a konvex oldalon kraniálisan egy csigolyával lejjebb és kaudálisan egy csigolyával magasabban, azaz rövidebben. Megfelelő indikációval figyelemre méltó korrekció és stabilitás volt elérhető ily módon (82).

A világszerte felgyülemlett nagyszámú kedvező eset mellett azonban gyűltek a kedvezőtlen tapasztalatok is (73). Így többek között a konkáv oldali rúddal – tekintettel annak durván recézett kialakítására – nem lehetett finoman és tetszőlegesen beállítani a disztrakciót. A rúd hornyai ugyanakkor – gyengítve azt – időnként az implantátum fáradásos töréséhez vezettek. Nem volt megfelelő a stabilitás sem, ami a hosszú posztoperatív immobilizálás ellenére gyakran okozott álizület képződést (25). A görbületek korrekcióját csak a frontális síkban lehetett megvalósítani, nagyon gyakori problémává vált a törzs megromlott egyensúlya, nyugalmi helyzetben való kisebb-nagyobb előredőlése.

**Jacobs** (1979) (30) a konkáv oldali rudat vastagabbra tervezte és ezáltal a disztrakciót is alacsony emelkedésű menettel lehetett beállítani. További előnye és előremutató erénye volt módszerének, hogy a rudat a kívánt gerincprofilnak megfelelően már meg is lehetett hajlítani.

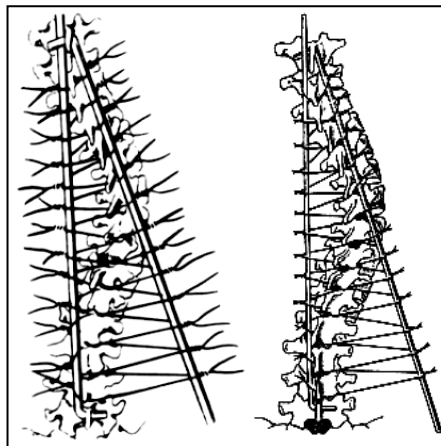
**McNeill** (1975) (150) a korrekciós erő biztonságosabb adagolására erőmérővel ellátott disztrakort alkalmazott a rudak behelyezése során.

A fenti néhány kiragadott példa csak a legfontosabb érdemi módosításokat igyekezett bemutatni. Később nagy választékban jelentek meg egyéb speciális alakú horgok és világszerte számtalan variációban készültek mind a hagyományos, mind a módosított **Harrington** implantátumok. Mindezen hatalmas fejlődés ellenére azonban a *Harrington műtét* befejező lépése egy jól passzított korzett volt, amit legalább kilenc hónapig kellett viselni (95), a beteg felkelését pedig csak 2-4 hónappal a műtét után engedélyezték. A módszert eredeti formájában napjainkban már csak elvétve alkalmazzák.

## I/6. A Luque módszer és derivátumai

Meleg éghajlati viszonyok között a gipszkorzett viselésének szükségessége, a gazdaságilag elmaradottabb térségekben pedig az implantátum magas ára mindig is gátolta a *Harrington módszer* elterjedését. Mivel Mexico City mind a két problémával küszködött, **Luque** (137,138,146) az 1970-es évek közepén új megoldást keresett. A megoldás pedig a *Segmental Spinal Instrumentation* vagy *SSI* volt. Ennek lényege abban állt, hogy két darab 5-6 mm átmérőjű, tetszőlegesen, a gerinc kívánt kontúrjainak megfelelően meghajlítható sima felszínű hosszanti rúdhoz kötözte a gerincet a kóros szakasz minden egyes csigolyájának *laminája* alatt átvezetett *cerclage* drótokkal. A gerinc ezáltal többé-kevésbé kiegyenesedett (I/11. ábra). Ideális esetben pedig nem volt posztoperatív fűzőviselésre szükség.

A módszer ugyan világszerte elterjedt, de csak mint célszerűen megválasztott kezelési alternatíva. Ugyanis megragadó egyszerűsége mellett bizonyos veszélyeket is rejt magában: a szublamináris drótok sérthetik a gerincvelőt vagy az idegyököket, elszakadhatnak, átvághatják a *laminát*, így komplikációval járhat mind a drótok behelyezése, mind a jelenléte, illetve még a kivétele is (166). A dézishez szükséges dekortikálás csak nagyon óvatosan végezhető el, mivel az gyengíti a laminát (96, 114), továbbá szerkezeténél fogva az egész montázs meg is csavarodhat (208), illetve esetenként – ha instabilnak bizonyul – a betegeket mégiscsak korzettel kell ellátni. Vannak olyanok is, akik kifejezetten kézműves jellege miatt idegenkednek a módszertől.

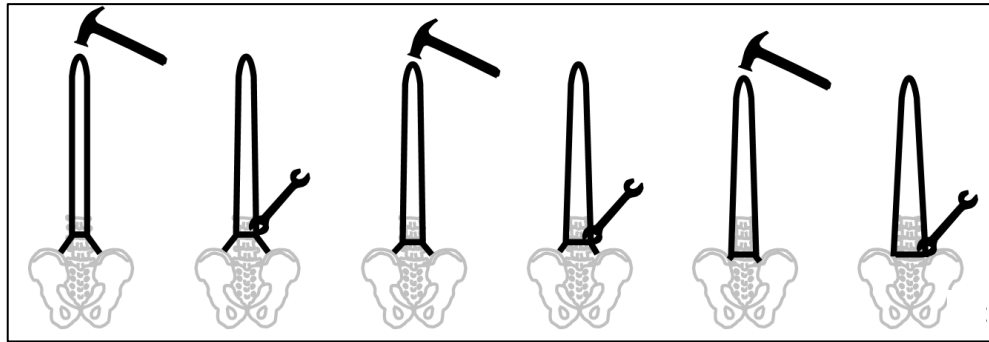


I/11. ábra  
A Luque műtét vázlata

Legelfogadottabb indikációja napjainkban a neuromuszkuláris betegségekhez társuló paralitikus szkoliózis. A módszer vitathatalan előnye a korrekció mechanizmusa, ugyanis minden szegmentumot külön-külön szabályozható erővel derotál (167). Ez az implantátum is számos módosítást élt meg és még napjainkban is széles körben alkalmazzák.

A **Galveston** módszer (1978) (7) L alakban meghajlított és a rövid visszahajló végével a *crista iliaca posterior superior*ba fúrt lyukon átvezetett rudakkal végzett **Luque** típusú műtétet jelent.

Ennek a módszernek egy műtéttechnikai módosítását dolgoztuk ki a debreceni Ortopédiai Klinikán. Eljárásunk lényege, hogy a *Unit Rod* néven ismert monoblokk, fordított V alakú implantátumot a *crista iliaca*kba való lehorgonyzás helyén egy DTT-vel biztosítjuk a kiakadás ellen, a bevezetés módja pedig alternáló axiális irányban a rúdra mért ütés és annak disztális terpesztése (I/12. ábra). E technika révén a *crista iliaca*ba illeszkedő, a rúd szárával mintegy 45°-ot bezáró rúdvég gyakorlatilag saját tengelyével azonos irányú vektor mentén, lépésről-lépésre fúródik a csontba.



I/12. ábra

A Unit Rod beültetési technika saját módosítása

Tekintettel a saját gyakorlatunkban ritkán előforduló neuromuszkuláris szkoliozisos esetekre, nagy esetszámról beszámolni nem tudunk, a módszer mindenestre beváltotta hozzá fűzött reményeinket és lektorált nemzetközi közleményre méltónak bizonyult (48).

**Gaines** (1980) (75) a szub lamináris drótokat *Mersilene* szalaggal, **O'Brien** (1985) (163) *nylon* szalaggal, **Songer** (1989) (192) acél *bowdennel* helyettesítette, csökkentve ezzel a szövődmények kockázatát.

**Drummond** (1981) (62) nem a *lamina* alatt, hanem a *processus spinosus* tövén keresztül vezetett intraosseális drótokkal végezte el a szegmentális rögzítést (I/13a. ábra).

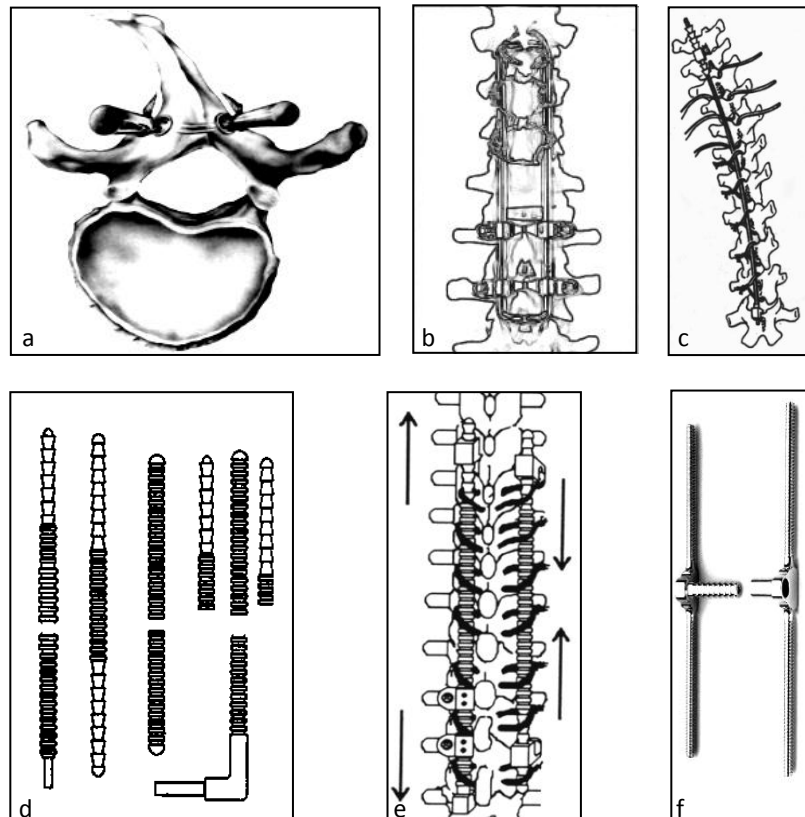
**Dove** (1984) (61) az eredeti **Luque** rudakat téglalap alakúra hajlítva és összehegesztve alkalmazta. Később a rövidebb élüknek megfelelően 100°-ban háztetőszerűen meg is hajlította ezeket, így javítva a gerincen való feltámaszkodást és magának a keretnek a stabilitását is. Módszere *Hartshill rectangle* néven terjedt el (I/13b. ábra).

**Lea Plaza** (1989) (17) létraszerűre módosította a *Hartshill rectangle* keretet.

*Harri-Luque* néven terjedt el a **Harrington** és a **Luque** módszerek kombinálása (I/13c. ábra). Gyakorlati szempontból ez tulajdonképpen mindössze annyit jelent, hogy egy alapvetően **Harrington** elvű műtét során – ahol lehet és szükségesnek tűnik – egy-egy szegmentumban szub lamináris drótokkal is javítják a korrekciós eredményt. Biomechanikai szempontból pedig a két módszer együttes alkalmazása azt jelenti, hogy a gyakorlatilag csak haránt erőket alkalmazó **Luque** rendszert kombináljuk a gyakorlatilag csak hosszanti erőket kifejtő **Harrington** rendszerrel (17).

**Beguiristain** (1986) (18) ún. *Ringed Rod* módszerével számos figyelemreméltó módosítást eszközölt. Átvette az L alakban meghajlított **Galveston** rúd elvét, ugyanakkor teljes hosszában haránt hornyokkal ellátott rudakat alkalmazott, lumbálisan pedig már *pedunculus* csavarokkal is kombinálhatóvá tette a rudakat és haránt összekötőt is készített, mindezt a *Harri-Luque elvre* alkalmazta (I/13d.,e. ábra).

**Hosman** és **mtsai H-frame** (100) néven két hosszanti és azokon tetszőlegesen elcsúsztatható, erős harántösszekötő rúdból álló keretet dolgoztak ki, amellyel szintén *Harri-Luque* műtét végezhető (I/13f. ábra).



I/13. ábra

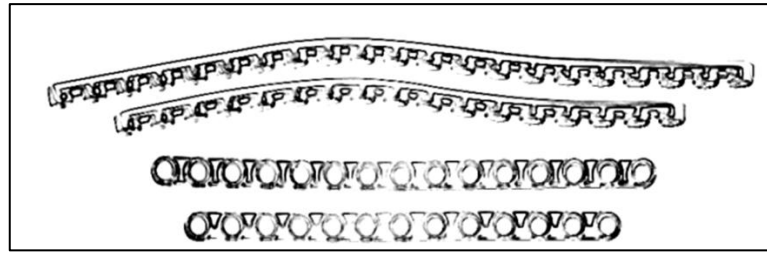
**A Luque módszer módosításai**

- a. *Drummond* intralaminárisan vezetett drótja
- b. a *Hartshill* keret
- c. a *Harri-Luque* módszer hagyományos *Harrington* implantátummal
- d. a *Beguistain*-féle *Ringed Rod* készlet
- e. *Harri-Luque* műtét a *Ringed Rod* dal
- f. a *Hosman*-féle *H-frame*

**I/7. A transpeduncularis csavarozás**

**Roy-Camille** (183,184) 1963-ban, eredetileg egy traumás eset kapcsán dolgozta ki a lumbális csavarozás módszerét, amit aztán hamarosan *Th I-től S II-ig* bevezetett. Később a módszert a szkoliózis sebészetében is alkalmazta, ehhez készített hosszú, hajlítható lemezzel (I/14. ábra). A módszer *Mille pattes* (százlábú) néven vált ismertté, széles körben azonban sohasem terjedt el, követői is inkább csak a lumbális szakasz lemezes szintézisében akadtak (23,131). Ennek fő oka az volt, hogy a lemez furatai teljesen meghatározták a csavarok helyzetét és irányát, ami nem volt mindig megfelelő.



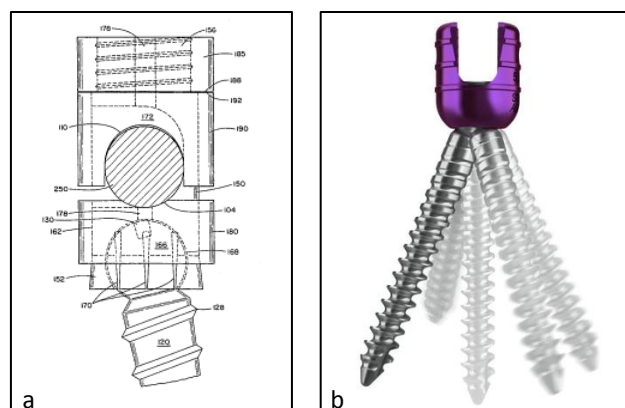


I/14. ábra  
Roy-Camille lemeze

A lemez nélkül, szabadon végzett *pedunculus* csavarozás végül is a lumbális szakaszon viszonylag megbízható módszernek bizonyult (69), míg a háti szakaszon a szűk anatómiai viszonyok miatt több veszélyt rejtett a hagyományos műtéti technikákkal szemben (155,178). Később a különböző navigációs rendszerek (lásd alább) azonban igen elterjedtté tették, és számos szerző szinte kizárólagos implantátumként alkalmazza a teljes torakolumbális szakaszon (116,154). A *pedunculus* csavarozás tehát alapvető gerincsebészeti beavatkozássá vált, a *pedunculus* csavarok gyakorlatilag minden újabb implantátumrendszernek is részét képezik.

Ezt követően minden gerincimplantátum gyártó kifejlesztette a *design*-ban és műszaki részletekben újragondolt *pedunculus* csavar verzióját.

Az irodalmi áttekintés tematikus volta miatt itt most egy nagy időbeli ugrás következik, amikor arról beszélünk, hogy a *transpeduncularis* csavarozás egy új korszakába lépett a poliaxiális csavarok megjelenésével. Az irodalmat átnézve feltehetőleg a **J. P. Errico, T. J. Errico és J. D. Ralph** által 1995-ben *Polyaxial locking screw and coupling element assembly for use with side loading rod fixation apparatus* címen bejegyzett USA szabadalomban jelent meg először a gerincsebészeti célú poliaxiális *pedunculus* csavar (I/15. ábra) (68). (Látni kell, hogy **Roy-Camille** első csavarozása után 22 év telt el a poliaxiális csavarok korszakának kezdetéig.)



I/15. ábra

- a. Műszaki rajz Errico és mtsai (68) US005584834A szabadalmi bejelentéséből
- b. Példa egy kereskedelemben kapható poliaxiális csavarra

A megoldás lényege, hogy a csavartesthez képest a fejrész – ami gerincimplantátumoknál magába foglalja és rögzíti a hosszanti rudat – a rögzítés pillanatáig bizonyos mértékig egy kúppalást mentén, illetve azon belül elmozdulni képes. A rögzítés pillanatában egyidőben rögzül a csavarfejben a rúd, illetve a csavartesten a csavarfej. Ez a megoldás lehetővé tette, hogy kisebb távolság- vagy szögeltérések esetén a rudak felesleges utólagos hajlítgatása és a csavar túlterhelése nélkül lehessen az implantátumokat egységes montázssá összeállítani.

A találmány kapcsán – mint azt a korábbi gerincsebészeti újításoknál is láttuk – a legtöbb gyártó elvégezte az ötletnek a saját implantátumrendszeréhez való adaptálását, illetve a szabadalmi igénypontok technikai és formai változtatásokkal való megújítását. Ebből ismét csak a gerincsebész szakma profitált, mivel napjainkra a poliaxiális technikai megoldások széles választéka áll rendelkezésünkre.

A *transpeduncularis* csavarozás legfőbb problémája mind a mai napig a csavar teljesen biztonságos bevezetésének a kérdése (217). A rossz helyzetű csavarok okozhatnak többek között *dura mater*, ideggyök vagy gerincvelő sérülést, aminek súlyosabb esetben akár paraplegia is lehet a következménye (2). Emellett előfordulhatnak *pedunculus* csavar okozta ventrális érsérülések is. Nagyon fontos tehát a *transpeduncularis* csavar helyzetének a pontos megítélése. A leghagyományosabb és napjainkban sem nélkülözhető módszer a csavar számára készített furat mechanikus tapintása. Használhatók műszeres vizsgálatok is, úgymint intraoperatív EMG, szomatoszenzoros kiváltott potenciál vagy gerincvelői monitorizálás az implantátumok helyzetének, illetve a fiziológiai túlkorrekció elkerülésének megállapítására. E módszerek rutinban való elterjedését nehezíti, hogy egy speciálisan erre a feladatra kiképzett elektrofiziológusnak kell a műtéti korrekció teljes ideje alatt a kapott elektromos jelek alapján a gerincvelőt vagy a gyököket veszélyeztető manőverre figyelnie (72,193).

További támpontot ad az intraoperatív *wake-up* teszt, amely során a korrekció végén az izomrelaxáció, illetve a narkotikumhatás felfüggesztését követően felébresztett beteg alsó végtagjainak akaratlagos mozgatása ad biztosítékot arra vonatkozóan, hogy nem történt mozgatóideg sérülés a műtét során.

(Az említett biztonsági óvintézkedésekkel kapcsolatban meg kell jegyezni, hogy bár a magas szövődményráta miatt csak itt kerültek megemlítésre, az elektrofiziológiai vizsgálatoknak – előírás szerint – elérhetőeknek kell lenniük minden súlyos deformitással rendelkező vagy nagy rizikójú csoportba tartozó beteg gerinckorrekciós műtétéhez, és ha azok bármilyen szövődmény gyanúját felvetik, akkor szükséges a *wake-up* teszt is, amit egyébként minden esetben el kell végezni, ha neurofiziológiai követés nélkül történt a műtét.)

Akármelyik biztonsági módszert alkalmazzuk is a *transpeduncularis* csavarozás során, az intraoperatív valós idejű képalkotás elengedhetetlenül fontos. Ennek hagyományos módját biztosítja a röntgen képerősítő, amelynek legmodernebb változata az ún. *C arm*, ami egy olyan mechanikával rendelkezik, amely a röntgencső bármely térbeli helyzete mellett ugyan-

azt a pontot mutatja. Léteznek már emellett intraoperatív képalkotásra alkalmas CT (*O arm*) és MRI berendezések is, igen nagy műtéttechnikai biztonságot szolgáltatva.

Ahogy a sebészi navigációs technikák megjelentek a mozgásszervi sebészetben, logikus lépésként a gyártók kifejlesztették a *transpeduncularis* csavarozás navigációs technikáit is (5,79,102,126,165,207). Alapvetően röntgen képerősítő, UH, CT és MRI vezérelt navigációs rendszereket hoztak létre, amelyek rendkívül drága berendezéseket jelentenek. A navigációs technikák használata ellenére azonban továbbra is jelentős számban kerülnek be rosszul behelyezett csavarok, másrészt a berendezések magas ára, helyigénye és nehézkes működtetése miatt világviszonylatban nem számottevő a rutinszerű elterjedésük (8,115).

A fentiek miatt érthető, hogy további, kisebb beruházást igénylő útkeresések is elindultak a biztonságos *transpeduncularis* csavarozás megvalósítása érdekében (168). Egy ilyen megoldás lenne a *Pediguard* (SpineVison, Paris, France), ami egy olyan speciális ár, ami bonyolult elektronikával felszerelve, az ár hegye előtti szövetek elektromos ellenállásának mérésén alapuló hangjelzéssel orientálja a sebészt, hogy jó irányban halad, vagy irányváltásra van szüksége (21).

Mindezen *high-tech* technikák leginkább demonstratív kritikáját azok az újabb keletű publikációk jelentik, amelyek továbbra is a szabadkézi, navigáció nélküli csavarozást hirdetik és annak jó eredményeiről számolnak be (76,103,145,215).

A hatalmas technikai és manualitásbeli fejlődés és a biztonsági előírások a *transpeduncularis* csavarozás technikáját a vártnál kevésbé tették biztonságossá: a legfrissebb szakirodalom a rosszul behelyezett csavarok arányát még mindig 8-46,9%-ban adja meg (79). Így annak ellenére, hogy a *pedunculus* csavarok rendkívül hatékony eszközt jelentenek a gerincdeformitások kezelésében, nincs szó arról, hogy a különböző horog implantátumokat teljesen „leváltották” volna (205).

## I/8. A Cotrel-Dubousset módszer és derivátumai

Mint **Clavel** (153) mondta: „Egy-egy ötlet már ott van a levegőben hónapokon, éveken, néha évszázadokon keresztül . . . , míg jön egy zseniális ember, aki ezt látványosan felismeri . . . és az ötlet közhellyé, a találmány evidenciává válik.”

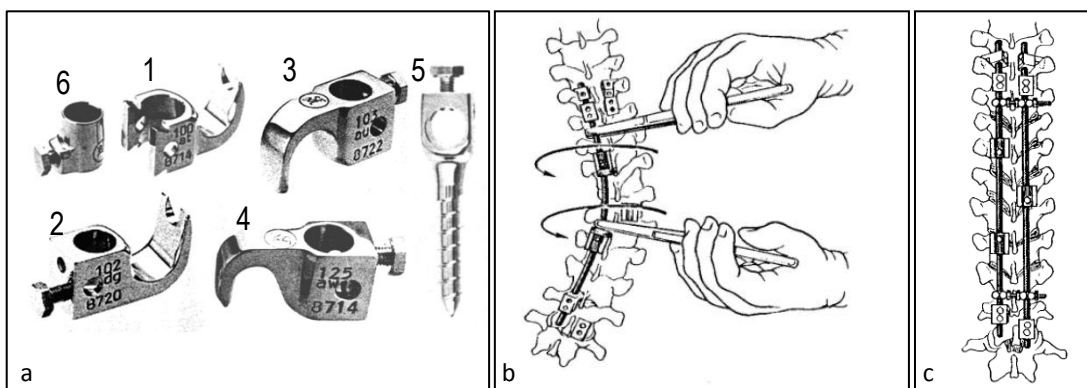
Az eddigiekből talán érződik, mennyire így volt ez az 1980-as évek elején a szkoliózis implantátumokkal is.

1984-ben **Cotrel** és **Dubousset** (36,37) a szkoliózis deformitások háromdimenziós jellegének fontosságát felismerve új implantátumot szerkesztettek. Az ún. *CD* rendszer alapvetően két hosszanti, érdesített felszínű rúdra akasztott és azon hosszirányban elcsúsztatható, illetve tetszés szerint elforgatható, háromféle horogból (*lamina*, *pedunculus*, *processus transversus*), *pedunculus* csavarokból (I/16a. ábra) és a korábban már említett, **Cotrel**-féle

haránt összekötőkből (*Device for Transversal Traction /DTT/*) (I/10. ábra) állt. A csavarok és horgok feje hosszanti furattal, illetve hátrafelé néző nyílással készített formában is létezett.

A rendszerhez kidolgozott műtéti technika (36,37,74), amely a hatékony derotálást és stabil rögzítést célozza meg – és esetenként még ma is használatos – nagy vonalakban a következő: A szkoliózisos görbületnek megfelelően modellált első rudat a háti konkavitás oldalán a gerinc mellé fektetve, azt a stratégiai pontokon behelyezett horgokkal és csavarokkal csatlakoztatjuk. A rudat mintegy 90°-ban elforgatva, a háti görbületből fiziológias kifózis, az ágyéki görbületből fiziológias lordózis lesz (I/16b. ábra). A második rudat ezt követően, nagyjából hasonló módon helyezzük be. (A CD elvvel részletesebben a IV. fejezetben foglalkozom.)

A korrekciós manőverek végeztével a montázs minden alkatrészét csavarral rögzítjük és a hosszanti rudakat egymással több haránt összekötővel stabil keretté alakítjuk (I/16c. ábra). Az így elért stabilitás olyan mértékű, hogy szemben az addigi technikákkal, a betegek műtét után már 2-3 nappal felkelhetőkké váltak és hasonlóan a szublamináris szegmentális rögzítéshez, korzett viselése sem volt szükséges.



I/16. ábra

#### A CD rendszer és technika

##### a. főbb implantátumok

1. nyitott testű *pedunculus* horog
2. zárt testű *pedunculus* horog
3. zárt testű *processus transversus* horog
4. zárt testű torakális *lamina* horog
5. *pedunculus* csavar
6. kúpos rögzítő

##### b. műtéti derotálás a CD technikával

##### c. a frontális síkú korrekció és a DTT-vel egységes keretté alakított montázs

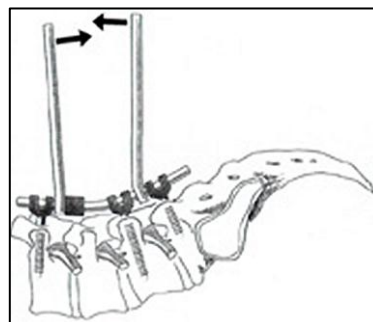
Ezek alapján érthető a CD rendszert körülvevő világméretű lelkesedés. Soha nem látott fejlesztés indult meg, és jelenleg is számos, a CD elvén alapuló implantátumkészlet van forgalomban.

### I/9. Az *In situ bending* technika

Túlzás nélkül állítható, hogy a *CD* elv forradalmi változást hozott a szkoliózis műtéti korrekciójában. Valószínűleg azért, mivel a szakma oly régen várt a korábbi technikák megújulására, ez a módszer sem kerülhette el saját csapdáját. Amint azt **Skrabanek** és **McCormic** (190) az *Idées folles, idées fausses en médecine* című könyvükben *Gold-effect* néven leírták, van a tudományos újdonságoknak egy különös életciklusuk. Ha kellő publicitásra és rajongótáborra talál egy új elmélet vagy gyakorlat a tudomány területén, akkor egy ideig az azt vitató hangokat meg sem hallják, illetve ilyen hangot hallatni sem enged a tudomány öncenzúrája. Később aztán ez a „védelem” elmarad, teret kapnak a kritikai hangok, és az új felismerés végre valós helyére kerül.

Ennek megfelelően jó darabig csak méltató és alátámasztó közlemények jelentek meg a derotációs technikáról és sokáig kellett várni, amíg az időközben egyre szaporodó kétségek és negatív tapasztalatok egyáltalán teret kaptak a szakmai fórumokon (57,80,81,97). **Steib** (31,64,195) 1995-ben vezette be az ún. *Spinal contouring* korrekció fogalmát, ami alapvetően a derotáció nehézségének, sokszor kivitelezhetetlenségének beismerésén alapul. A módszer lényege, hogy a deformitásnak megfelelően meghajlított rúddal az előzetesen behelyezett implantátumokat mintegy felfűzzük, majd a rudakat nagy erőkart biztosító hajlító eszközökkel lokálisan egyenesítgetjük, fokozatosan korrigálva a kóros és visszaadva a fiziológias görbületeket a gerincnek.

Az erre a célra szolgáló eszköz, az ún. *Jackson*-féle rúdhajlító már a kezdet kezdetén ott volt a *CD* műszerkészletekben, de ez volt az első technika, ami annak használatát „legalizálta” és szisztematikussá tette. Mivel a görbület korrekciójára a beültetett rúd helyszínen történő hajlítása révén került sor, a módszer *In situ bending* technika néven vált ismertté (I/17. ábra).



I/17. ábra  
Az *In situ bending* technika

(Meg kell jegyezni, hogy a *CD* elv bevezetésekor még csak fix fejű, monoblokk *transpeduncularis* csavarok léteztek. A flexibilis fejű, ún. poliaxiális csavarok megjelenése a szkoliózis implantátumok között immár sokkal realisabban elvégezhetővé teszi az eredetileg meghirdetett alapvető manővert, nevezetesen az előre meghajlított rúd 90°-ban történő elforgatását, de épp azáltal, hogy a mozgástartományon belül a csavar fejét nem teljesen

követi a csavar teste, a klasszikus CD korrekciós manőverek hatékonyságát számottevően nem javította.)

#### I/10. Az artrodézis nélküli korrekciós műtétek

A korán kezdődő, ún. *Early onset* idiopátiás szkoliózisok, illetve a strukturális görbületek jelentős része sokszor már korán, jóval a növekedés befejezte előtt igénylik a műtéti korrekciót, így az artrodézis nélküli instrumentálás gondolata is hamar megjelent (157). Ilyen esetekben definitív ellátásról még nem lehet szó, hisz a gerinc növekedési potenciálja nemcsak hogy megtartott, de a pubertáskorban még fokozódik is, amikor a kisgyermekkorai testarányok – a relatíve megnyúlt alsó végtagokkal – módosulnak a felnőtt testarányok irányába. Ha ilyenkor egy definitív műtéttel, azaz posztero-laterális dézissel beavatkozunk a gerincen, akkor a későbbiekben súlyos légzési insufficienciát okozunk, meggátoljuk a harmonikus testarányok kialakulását, ráadásul a gerinc elülső oszlopának is nevezett csigolyatestek zavartalan növekedésük folytán – nem lévén „helyük” –, hektikus eloszlásban jobbra-balra kifordulnak. Ezt a jelenséget a szakirodalom, mint *Crank-shaft* fenomént tartja számon, az autó vezérműtengellyel való hasonlatossága miatt (63) (I/18. ábra).



I/18. ábra

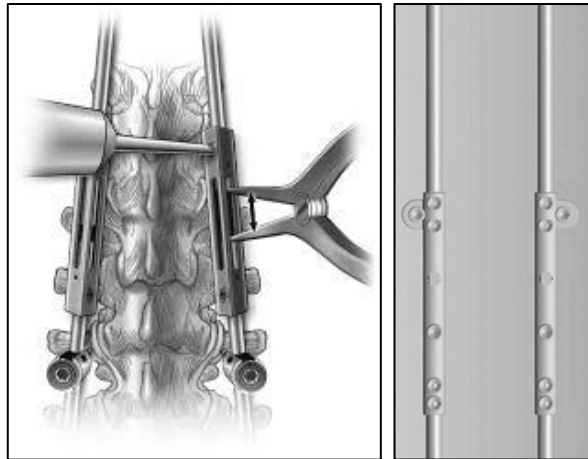
a. Vezérműtengely (*Crank-shaft*)

b. Műanyag gerincen modellezett *Crank-shaft* fenomén

A jelenlegi szakmai elvek szerint öt éves kor alatt öt-hat torakális csigolyánál többet detizálni ezért nem szabad (108,113). Ezeknél a műtéteknél külön szempont, hogy minél kevesebb implantátum behelyezésével adjunk megfelelő stabilitást, lehetőség szerint merev fűző vise-

lésére ne legyen szükség utánuk, és lehetőleg *transpeduncularis* csavarok nélküli montázsok készüljenek.

Ennek kivitelezésére a szakma az egyik lehetőséget a **Luque** típusú szublamínáris drótokkal rögzítő implantátumok használatában és továbbfejlesztésében találta meg, ami azonban kevésbé terjedt el (176). A másik kézenfekvő megoldást a hátsó kétrudas szerkezet szellemiségében maradvá az ún. *Growing Rod* rendszerek jelentették, amelyekben az egyszerű rudakat expandálható szerkezetek váltották fel, megkönnyítve ezáltal az időről-időre történő elongációt (3,32,140,149,191,216) (I/19. ábra).



I/19. ábra

*Growing rod (GSS™ Growing Rod System)*

Ugyancsak dézis nélküli, hátsó feltárásból végezhető instrumentációs lehetőség a *VEPTR*, ami a *Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib* rövidítése (67,114,212) (I/20. ábra).



I/20. ábra

*A Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib (VEPTR) implantátum*

Eredetileg *Torakális Insufficiencia Szindróma* (TIS) esetére dolgozták ki, amikor is a mellkas nem teszi lehetővé a normális légzést, és ennek helyreállítására torakoplasztika, vagy a bordakosár vertikális megtámasztása jön szóba. Mivel a bordákon keresztül a gerincre is tudunk bizonyos mértékig tetszőlegesen kompressziós vagy disztrakciós erőket kifejteni, hamar jött

az ötlet, hogy a *VEPTR* alkalmas lehet bizonyos esetekben a növekedésben lévő gerinc korrekciójára is. Előnye, hogy a *Growing Rod* rendszereknek megfelelően, hosszúságában szabályozható, ugyanakkor nem akadályozza sem a bordák, sem a gerinc növekedését, fejlődését. Jelenleg Magyarországon az Egészségügyi Minisztérium Szakmai protokollja szerint hat éves kor alatt progresszív szkoliózis *TIS* megléte esetén a légzésfunkció mielőbbi javítása érdekében *VEPTR* implantátummal is kezelhető (66).

Léteznek, illetve fejlesztés alatt állnak további olyan technikák, amelyek egyes gerincszakaszok növekedésének gátlásával igyekeznek csökkenteni a progresszióban lévő gerincferdülést (134). Ezek egy része – amelyeket gyűjtőfogalomként *Growth modulation* néven tart számon az irodalom – a csigolyatestek ácskapcsokkal, illetve különböző pányva implantátumokkal történő növekedésbeli blokkolásából áll. (Mivel ez az áttekintés a hátsó feltárásból végzett beavatkozásokra szorítkozik, ezekkel itt részletesebben nem foglalkozom.) Hasonló beavatkozások történhetnek azonban posztero-laterális dézissel is, mint például a *Growth guidance* technika esetében, amelynek fogalmát **McCarthy** (22,70) vezette be és lényege az apikális csigolyák rövid szakaszon történő korai fúziója.

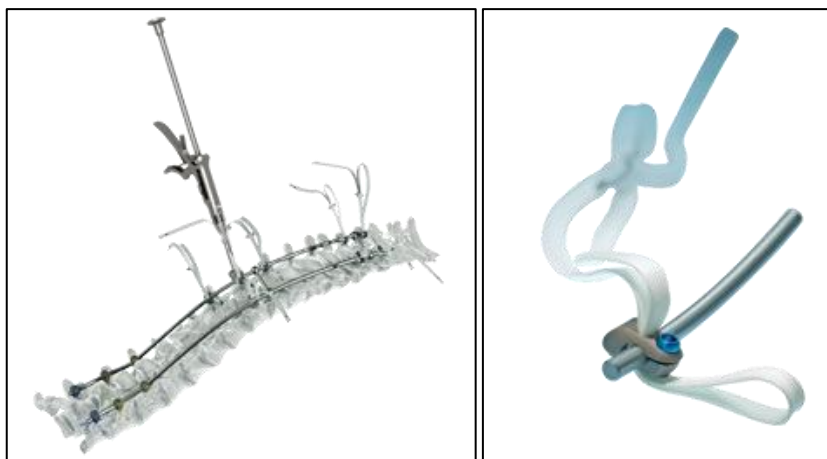
A jövő egyik nagy ígéretét nem is annyira az implantátum rögzülése és formája, hanem az alapanyaga adja, amióta bevezetésre kerültek a mozgásszervi sebészetben is a memóriával rendelkező fémek (187). Ezek feltehetően egy új fejezetet fognak nyitni a gerincdeformitások sebészetében is, azonban még nagyon kevés klinikai eredmény került idáig ismertetésre (206).

Mindezeket a technikákat saját magam – a fogszabályozás analógiájára – *Gerincszabályozás*-nak neveztem el. A gerincszabályozás alapja végeredményben a biomechanika klasszikus törvénye – a **Wolff** törvény –, amely kimondja, hogy „A csontváz formájának megtartását vagy átalakítását a csontra ható terhelések befolyásolják.” Ugyanezt **Pommer-Braus** frapánsan a következőképp fogalmazta meg: „A csont mechanikusan szilárd, de fiziológiailag plasztikus.” Mint láttuk, a gerincszabályozásra alkalmasak lehetnek a merev fém implantátumrendszerek, de meglátásom szerint, ha tovább bővülnek a szkoliózis biomechanikájával kapcsolatos ismereteink, talán egy nap mesterséges szalagok vagy rugalmas anyagok célszerű behelyezésével átmeneti immobilizálás nélkül is célt érhetünk. Tulajdonképpen ez a fejlesztési vonal már meg is indult, ha pl. a **Zimmer** (Warsaw, USA) *Universal Clamp™ Spinal Fixation System* (123,127,147) rendszerére gondolunk (I/21. ábra).

Ha később elmaradna a két hosszanti rudas rendszer, ez kicsit **Gruca** (86) munkásságához vezetne vissza, amit az ő idejében kora technikai színvonala nem engedett kibontakozni, halála után pedig az ez irányú fejlesztőmunka érdemtelenül feledésbe merült.

Reményeim szerint egy nap eljutunk oda, hogy műtéttel kezelt idiopátiás szkoliózisoknál a növekedés befejezte után bizonyos idővel rutinszerűen lehetővé válik az implantátumok eltávolítása anélkül, hogy az elért eredményből korrekcióvesztés következne be, és így a gerinc bizonyos mértékig visszanyerné a mobilitását is.





I/21. ábra

A Zimmer (Warsaw, USA) *Universal Clamp™ Spinal Fixation System* implantátuma,  
két hosszanti rudas rendszerhez adaptálva

Az irodalmi áttekintés befejezéseként az implantátumok katalógusszerű felsorolása helyett a gerincimplantátumok családfáján (I/22. ábúra) próbálom szemléltetni azt a fejlődést és azokat a főbb trendeket, amelyek a gerincsebészeti éra kezdetétől a **Cotrel-Dubousset** implantátumokat követő, ún. második generációs **CD** elvű implantátumok megjelenéséig bejárt utat mutatják.



I/22. ábra

A stabilizáló/korrektív gerincimplantátumok családfája a kezdetektől a második generációs CD elvű implantátumokig. Mint jól érzékelhető, mindezen műtétek mélyen a különböző hátsó fúziós technikákban gyökereznek.

## **II. A torakális csigolyák axiális rotációs tengelye**

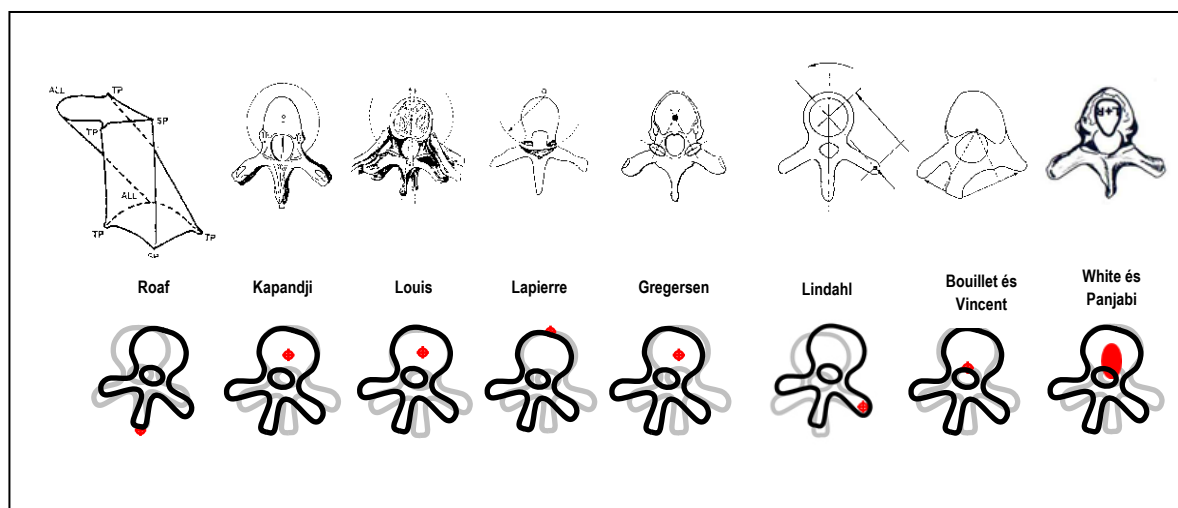
- 1. Bevezetés**
- 2. Anyagok és módszerek**
- 3. Eredmények**
- 4. Megbeszélés**

A gerincferdülés kezelésében és egyáltalán a gerincsebészetben, a gerinc anatómiájának és biomechanikájának ismerete elengedhetetlen. A szkoliózis deformitás egyik meghatározó komponense a gerinc torziója, ami az érintett csigolyák axiális rotációjából tevődik össze. Mivel már az egészséges csigolyák axiális rotációs tengelye tekintetében is az irodalom a végletekig ellentmondásos, szükségesnek tartottam többféle megközelítési módszerrel, az irodalomban talált megközelítési módoktól teljesen függetlenül eljutni a kérdés megválaszolásához (141,158,159).

Ennek a fejezetnek az elején logikusan merül fel a kérdés, hogy az általában torakolumbális gerincérintettséggel járó gerincferdüléssel foglalkozó tudományos munkában miért csak a háti csigolyák rotációs tengelyével foglalkozom. Ha ugyanis a háti csigolyák viszonylatában az irodalom ennyire diverz lehet és ekkorát tévedhet, mi a biztosíték arra, hogy az ágyéki szakaszon nem áll fenn ugyanennek a tévedésnek a lehetősége? Erre több magyarázat is van. Egyrészt a háti szakaszon – a *conus terminalis* alatti területtel ellentétben – viszonylag szűkek a gerinccsatorna és a gerincvelő közötti térbeli viszonyok, másrészt, amint az a IV. fejezetből ki fog derülni, a derotáció során fellépő illogikus csigolyamozgási tendencia épp a háti szakaszra jellemző.

## II/1. Bevezetés

A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének elhelyezkedése mind a mai napig vitatott. A témával több szerző is foglalkozott, azonban esetenként igen ellentmondásos következtetésekre jutottak (II/1. ábra).



**II/1. ábra**

A különböző szerzők által meghatározott rotációs tengely elhelyezkedése eredeti ábrán és sematikusán  
(A szöveges részből azoknak a szerzőknek a neve lett feltüntetve,  
akik állításukat fellelhető ábrán is bemutatták)

**Roaf** (180) klasszikusnak számító kísérleti szkoliózis modelljében meglepő módon egészen hátra, a *processus spinosus*ok csúcsa közelébe helyezi a forgáspontot.

A szerzők jelentős része ezzel szemben a kisízületi rések – mint a kör kerületének szeletei – által meghatározott kör középpontjában adja meg a rotáció tengelyét. Azonban ez alapján is változatos helyekre kerül a rotációs tengely. **Kapandji** (111) a csigolyatest közepétől jelzetten hátrébb adja meg. Először **Åkerblom** (210), később **Louis** (136) a tengelyt pontosan a csigolyatest közepén, **Lapierre** (130) viszont egészen elől, a *ligamentum longitudinale anterius* helyén adja meg.

**Gregersen** (83) nem körből szerkeszti meg, hanem a kisízületi résekre állított merőlegesek metszéspontjában adja meg a háti csigolyák axiális forgástengelyének helyét, ami így ábrái alapján szintén nagyjából a *corpus* középpontjába kerül.

**Lindahl** (133) elvi modellkísérletében a forgástengely a *processus transversus* csúcsára kerül.

A rotációs tengely **Engel** (196) szerint többé-kevésbé a *ligamentum longitudinale posterius* közelében van. Később **Bouillet** és **Vincent** (24), majd **Nash** és **Moe** (162) is ugyanerre a következtetésre jutott.

**White és Panjabi** (211) friss kadáver csigolyákon végzett kísérletek alapján pillanatnyi rotációs tengelyről beszél, és annak előfordulási helyét a gerinccsatorna elülső falától jelzetten dorzál felé kezdődő, és a csigolyatest hátsó 2/3-át lefedő területen adja meg.

Tekintettel arra, hogy a gerincferdülés rotációs komponensének korrekciója a kezelés egyik sarkalatos pontja, szükségét éreztem az itt felsorolt ellentmondások feloldása és a kérdés tisztázása céljából saját ellenőrző kísérletek elvégzésének.

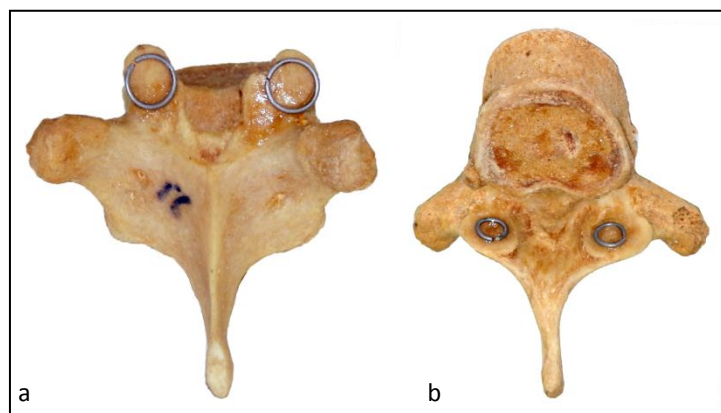
## II/2. Anyagok és módszerek

A rotációs tengely meghatározására logikailag a képalkotó eljárások lennének a leginkább megfelelőek. Ezek lényege abban állna, hogy a vizsgált egyének elfordítanák a törzsüket a CT vagy MRI felvételek készítése során. A viszonyítási pontok hiánya miatt ez a megközelítés azonban csak a rotáció mértékének, de nem a tengelyének a kimutatására nyújtana értékelhető információkat. Ráadásul az ehhez ideálisnak gondolt álló CT vagy MRI készülékek még világszerte ritkaságszámba mennek. Munkám során ezért más, indirekt módszereket alkalmaztam:

1. különféle geometriai megközelítési módokat;
2. térbeli modellek készítését;
3. *ex vivo* gerincszakaszokon – a későbbiekben pedig teljes mellkas szegmentumokon – végzett *in vitro* méréseket.

### II/2.1. Geometriai megközelítési módok

A geometriai megközelítésekénél munkatársaimmal megpróbáltunk alaki szabályosságokat keresni a csigolyákat illetően, illetve összefüggést felfedezni az általunk talált geometriai és a valós forgásközéppontok között. A vizsgálatokhoz 126 db – különböző korú és nemű emberből származó – háti csigolya frontális, horizontális és szagittális irányú röntgenképét használtuk fel. A csigolyák a DE OEC Anatómiai Intézet oktatási anyagából származtak. Valamennyi csigolyánál a röntgenfelvétel készítése előtt a *processus articularis*okra röntgensugár átteresztő pillanatragasztóval egy-egy kör alakú sugárfogó fémgyűrűt ragasztottunk a felső és alsó ízületi nyúlványok egymástól való megkülönböztetésére, illetve az ízfelszín térbeli orientációjának meghatározására. A felső ízületi nyúlványokra nagyobb ( $d_1 = 6$  mm), az alsókra kisebb átmérőjű ( $d_2 = 4$  mm) gyűrűk kerültek (II/2. ábra).

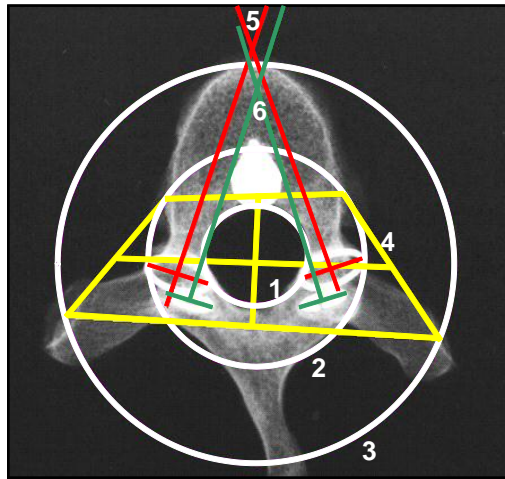


II/2. ábra  
A háti csigolyák jelölése fém gyűrűvel  
a. felső ízületi nyúlvány  
b. alsó ízületi nyúlvány

#### II/2.1.1. Az intervertebrális ízületek és egyéb összeköttetések geometriája által meghatározott rotációs tengely

Ennél a módszernél a csigolyák szupero-inferior (továbbiakban: s-i) irányú röntgenképén azok nyúlványaira és egymással alkotott hátsó ízesüléseire koncentráltunk, hiszen ezek szerintünk is minden bizonnyal nagymértékben befolyásolhatják a csigolya térbeli rotációs mozgását, ezáltal az egyik feltételezés szerint döntően ezek határoznák meg a rotációs tengely helyét is.

Különböző szerkesztési megközelítéseket alkalmaztunk: jól definiált anatómiai pontokra egyeneseket, négyszögeket és ellipsziseket illesztettünk. A módszer részletei a II/3. ábra magyarázó szövegében kerülnek ismertetésre.



II/3. ábra

Egy csigolya s-i röntgenfelvételére berajzolt geometriai alakzatok

Ellipszisek:

1. A velőűr körvonalára illesztett ellipszis.
2. A *processus transversus*ok és a *processus spinosus* tövére, illetve a *fovea costalis*ok vetületére illesztett ellipszis.
3. A *fovea costalis transversalis* közepére és a csigolyatest elülső szélére illesztett ellipszis.

Négyszög:

4. A bordák csigolyával való ízesüléseinek (*articulatio capitis costae* és *articulatio costotransversalis*) közepére illesztett négyszög, ami gyakorlatilag egy trapéz. A szemközti oldalak felezőpontjainak összekötésével kapott szakaszok metszéspontja jelöli ki a trapéz középpontját.

Egyenesek:

- 5,6. (két pár egyenes): A vizsgált csigolyák valamennyi kisízületi felszínére ragasztott fém gyűrű vetületi röntgenképe ellipszis, ugyanis ezek síkja sohasem merőleges a röntgensugárra. Az egyenesek az így látszó ellipszisek kistengelyeivel esnek egybe.

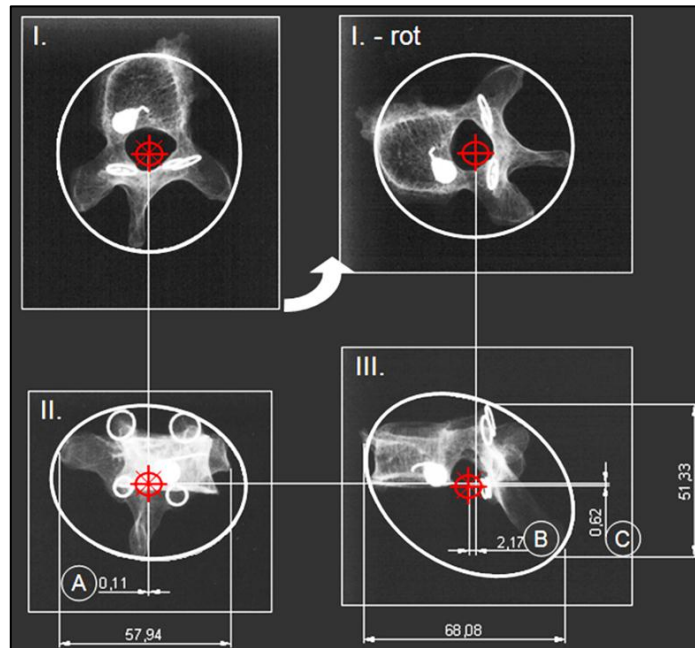
A szerkesztések elvégzése után azt vizsgáltuk, hol helyezkedik el a három ellipszis és a négyszög középpontja, valamint hol metszi egymást a fémgyűrűkre rajzolt két pár egyenes.

### II/2.1.2. A geometriai csigolyaközéppont térbeli meghatározása

Ebben a kísérletsorozatban azon feltevésünkre kerestünk választ, amely szerint a csigolya három főirányú rotációs tengelye egy pontban, a csigolya geometriai középpontjában metszi egymást. Munkahipotézisünket az az elméleti megfontolás támasztja alá, hogy amennyiben ez nem így lenne, akkor – szemben a valósággal – a csigolya nem tudna egyidejűleg mindhárom tengely körül rotálódni.

Megpróbáltuk tehát a háti csigolyák geometriai középpontját úgy meghatározni, hogy a csigolyát három irányból magába foglaló három elliptikus henger hossz tengelyeinek (az ellipszisek középpontjainak) helyét állapítottuk meg. A szerkesztés lépéseit a II/4. ábrán követhetjük végig. Az ugyanarról a csigolyáról készült s-i (I.), antero-poszterior (továbbiakban: a-p) (II.) és latero-laterális (továbbiakban l-l) (III.) röntgenképek egymás vetületeibe helyezése után

megrajzoltuk mindhárom nézetben a csigolyát bennfoglaló ellipsziseket. Az ellipszisek középpontjának kijelölését követően megmértük a különböző vetületek mentén a középpontok távolságát (A, B és C). Ezek közül a legnagyobb távolság adja annak a gömbnek az átmérőjét, amely magába foglalja mind a három ellipszisközéppontot. Végül a távolságokat összehasonlítottuk az adott vetületben mért csigolyaméretekkel. Így kiszámíthattuk, hogy a három vetületben kapott középpontok a csigolya méretéhez képest mekkora gömbfelületen belül helyezkednek el.



II/4. ábra

A csigolyaközéppont térbeli meghatározása

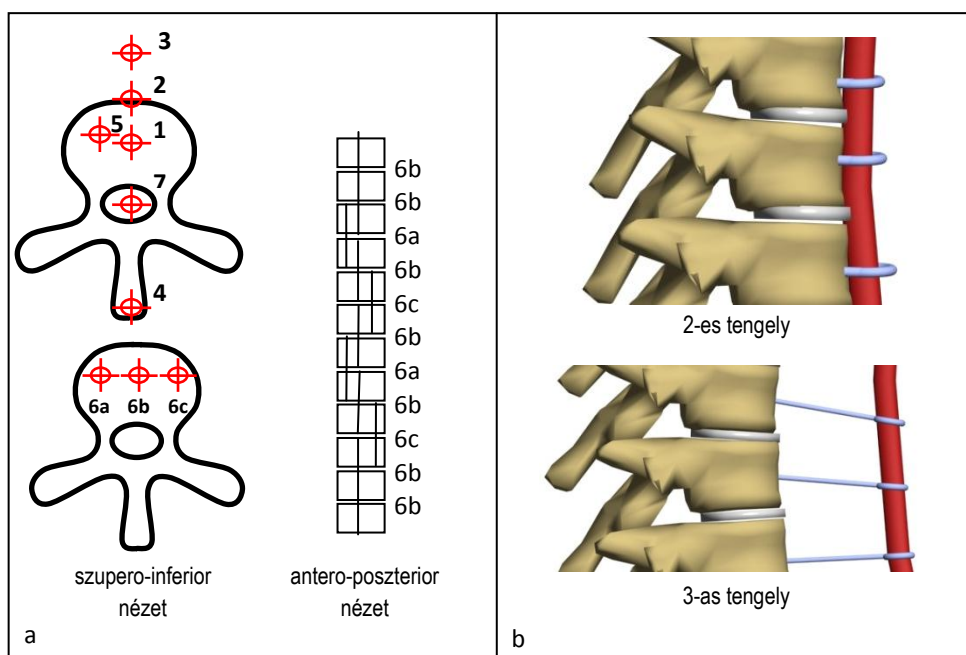
## II/2.2. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata

Teleologikus gondolkodással feltételezhető, hogy a csigolyák axiális rotációjának tengelye úgy alakult ki, hogy a gerinc maximális rotációja a gerinccsatorna térfogatának lehető legkisebb csökkenésével járjon. A gerinccsatorna térfogatváltozását vizsgáltuk, annak függvényében, hogy hol helyezkedik el a rotációs tengely. A méréshez olyan modelleket (*Biocalderoni Kft*, Magyarország) használtunk, amelyekben a 12 háti csigolya között szemirigid gumiból készült *discusok* helyezkedtek el.

A kísérleti elrendezést a II/5a,b és a II/6. ábra mutatja. Mint látható, összesen hét rotációs tengelyt vizsgáltunk. Ezek között négy volt (1.,2.,4.,7.), amelyet a szakirodalom alapján választottunk, valamint ezeken kívül további három (3.,5.,6.), véleményünk szerint valószínűleg rotációs tengelyt modelleztünk.



Ez utóbbiakkal annak megállapítása volt a célunk, hogy a valószínű lokalizációtól durván eltérő rotációs tengely feltételezése esetén milyen mértékű a gerincszakasz elfordulása során bekövetkező térfogatváltozás. A 3. tengely messze a csigolyatest előtt helyezkedik el, az 5. tengely konzekvensen a szagittális szimmetriasíktól oldalra esik, míg a 6-os számú mintadarábon egy olyan szituációt modelleztünk, ahol a forgástengely helye minden egyes csigolyapár esetén változna (II/5a. ábra). A kísérletekhez előkészítettünk hét darab identikus torakális gerincszakaszt úgy, hogy a vizsgálandó rotációs tengelyeknek megfelelően a csigolyákba furatokat készítettünk és azokon keresztül egy vékony acéldrótra felfűztük azokat. Extravertebrális tengelyek esetén (2. és 3., ahol a csigolyatest elé rögzítettük a rudakat) merevrudas kapcsolatot alakítottunk ki a csigolyatest és a forgáspont között, a gerinc ily módon csak a rudak körül tudott rotálódni.



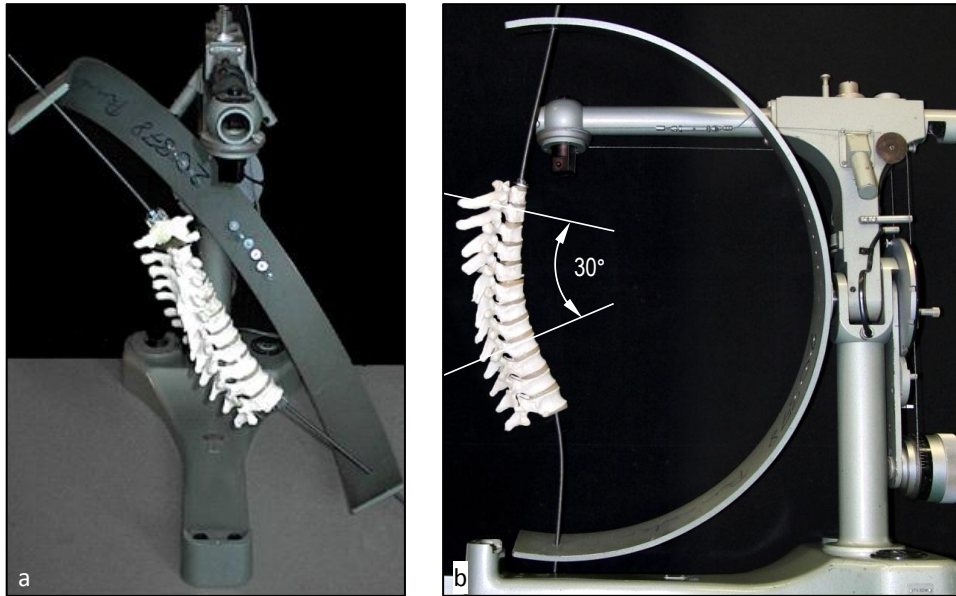
II/5. ábra

A gerinccsatorna térfogatváltozások méréséhez összeállított elvi modellek

a. az elforgatás tengelyei

b. az extravertebrális tengelyt modellező kiegészítő rudak (2. és 3.)

A rotációt egy speciálisan módosított, **Goldman**-féle szemészeti kinetikus periméter segítségével végeztük el (II/6a. ábra). Minden esetben megtartottuk a fiziológiás háti kifózt (71) (2/6b. ábra). A rúddal modellezett rotációs tengelyt a műszer íveinek végén rögzítettük. A jobboldali *processus transversus*okat vékony drótokkal rögzítettük a periméter ívének középső részére. Ezeken keresztül húzást gyakorolva, a műanyag háti gerinc teljes torziójának mértékét **Gregersen** (83) mérési eredményei alapján 85°-ra állítottuk be.

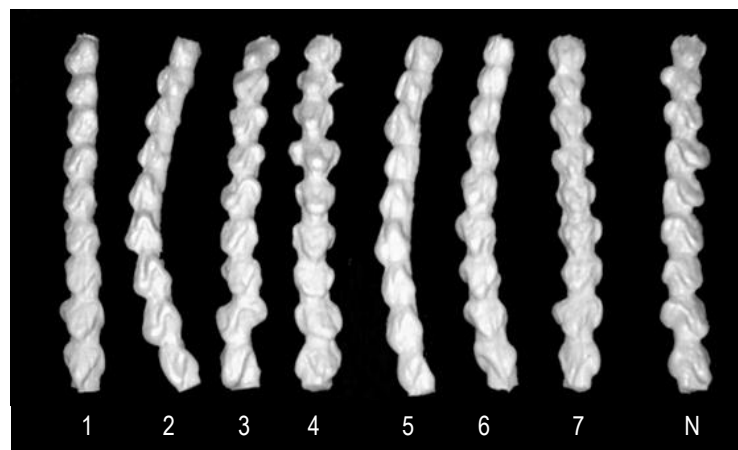


II/6. ábra

- a. A háti gerinc rotációjának vizsgálata a módosított Goldman-féle kinetikus periméterben  
b. A mérések során megtartott fiziológiás háti kifózis

A kívánt rotáció elérése után *Ceresit TS 62* poliuretán habbal (*Henkel Magyarország Kft*, Budapest) öntvényeket készítettünk a *canalis vertebralis*ról. A habot folyékony állapotában injektáltuk, majd nedvesítéssel gyors szilárdulását értük el. Az öntvény leválaszthatósága céljából vékony, elasztikus gumiból készült, felül nyitott, alul zárt burkot helyeztünk a feltöltés előtt a gerinccsatornába. A hab megszilárdulása után az öntvényt – amelynek felszínén a legapróbb részletek is kirajzolódtak – eltávolítottuk. Minden egyes rotációs tengely körüli forgatás imitációjakor négyszer egymás után készítettünk öntvényt ugyanarról a modelltől. Így összesen  $7 \times 4$  (rotált) + 1 (neutrális) = 28 + 1 = 29 öntvényt kaptunk.

Az öntvények térfogatát vízkiszorításuk mérése alapján határoztuk meg. Az összehasonlíthatóság érdekében a térfogatmérések előtt azonos magasságban levágtuk az öntvények két végét (II/7. ábra).



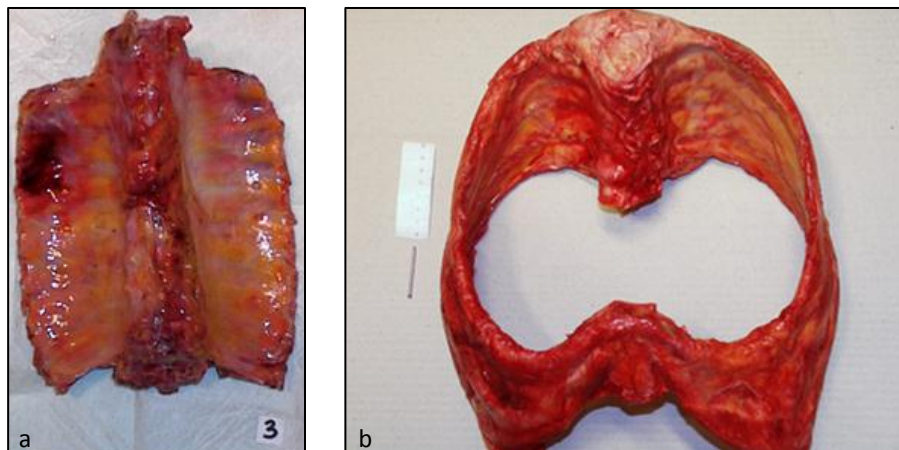
II/7. ábra

- A különböző rotációs tengelyekhez (1-7.) és a nem-rotált (N) pozícióhoz tartozó öntvények

### II/2.3. Ex vivo háti gerincszakaszokon végzett mérések

Az axiális rotáció tengelyének meghatározására az egyik legcélszerűbb módszernek a kadáverekből kipreparált, 5-8 háti csigolyát tartalmazó gerincszakaszok segítségével elvégzett vizsgálatok tűntek. Ehhez a kísérlethez a gerincszakaszt a hozzá kapcsolódó – és a rotációs tengely helyét is feltehetően befolyásoló – bordák mintegy 5 cm-es csonkjával és a kapcsolódó lágyrészekkel távolítottuk el (II/8a. ábra).

A későbbiekben a teljes bordakosarat is tartalmazó mellkasszeleteket (II/8b. ábra) is használtunk.



II/8. ábra

Az eltávolított háti gerincszakasz a bordacsonkokkal

a. háti gerincszakasz bordacsonkokkal

b. teljes mellkasi szelet a bordákkal és a szegycsonttal

A preparátumok a DE OEC Patológiai Intézetéből származtak, a vizsgálatokat az Ortopédiai Klinika Biomechanikai Laboratóriumában, illetve a Radiológiai Klinikán végeztük el (a *Kutatási Bizottsági* engedélyt lásd a *Mellékletben*).

#### II/2.3.1. Mérések bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon

A kísérletekhez 24 kadáverből eltávolított háti gerincszakaszt használtunk fel (átlagéletkor 73,6 év, 10 nő [átlagéletkor 76 év] és 14 ffi [átlagéletkor 72 év]).

Méréseinkhez egy speciális hengeres befogóeszközt készítettünk (II/9. ábra). Ebben négy fém gyűrű helyezkedik el egymás fölött, a palástjukon egy-egy függőleges fém sínhez rögzülve. A gyűrűket lentől felfelé 1-2-3-4-es számmal jelöltük az ábrán. A legalsó (1.) és legfelső (4.) gyűrű oldalán egymással szemben egy-egy vízszintes kart rögzítettünk a körpalást oldalához az elforgatás és ellentartás megvalósításához.

A preparátum rögzítését a 2. és a 4. gyűrűn elhelyezett, a keret belseje felé néző hajlított AO lemezek segítségével oldottuk meg oly módon, hogy a lemezekben lévő furatokon keresztül

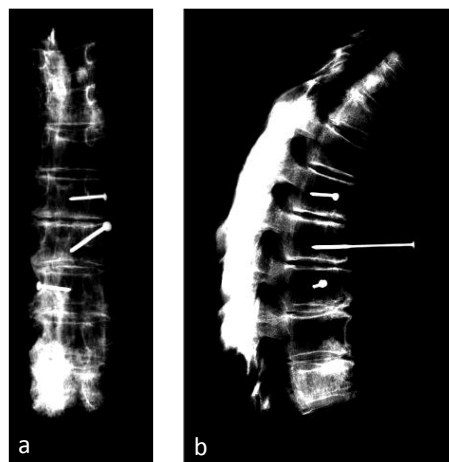
egy-egy rudat vezettünk a legalsó, illetve a legfelső csigolyatesten keresztül. Az összeállításban az 1. gyűrű teljesen fix, a 2. gyűrű függőleges irányban a preparátum méretéhez állítható, de elfordulás ellen rögzített, míg a 4. gyűrűt függőleges irányban a fix 3. gyűrű megtámasztja, de az szabadon elfordítható. A szerkezet segítségével a fenti rögzítést követően a csigolya rotációt egyszerűen a 4. gyűrű elfordításával valósítottuk meg.



II/9. ábra

A háti gerincszakasz és a mellkasi szelet elforgatását megvalósító szerkezet  
(magyarázat a szövegben)

A rotációs tengely meghatározásához referenciapontokra is szükségünk volt, amelyeket úgy határoztunk meg, hogy a kivett gerincszakaszok középső három csigolya testébe egymástól karakteresen különböző jelzőszeget vertünk. A szegek behelyezésekor ügyeltünk arra, hogy azok felülnézetben ne legyenek párhuzamosak, ugyanis így könnyebb volt megkülönböztetni azokat. A befogóeszközbe való behelyezés előtt a-p és oldalirányú röntgenfelvételeket készítettünk minden mintadarabról, a jelzőszegek helyzetének dokumentálására (II/10a.,b. ábra).



II/10. ábra

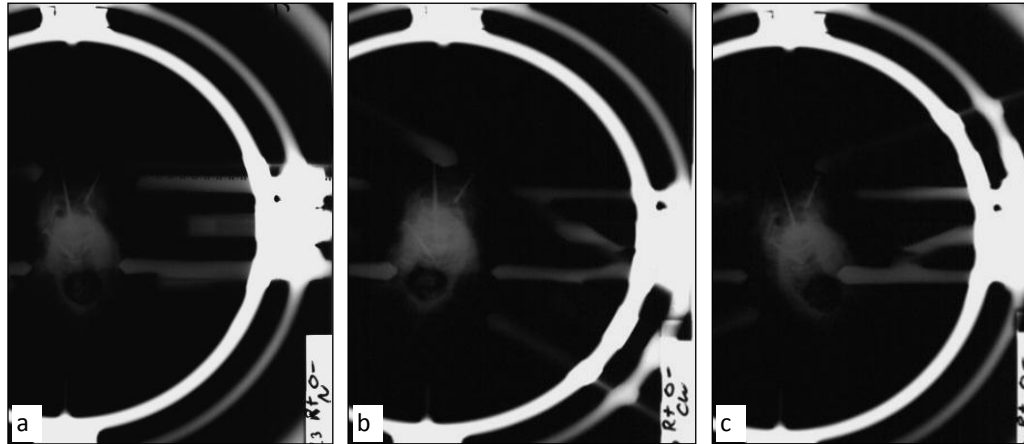
Példa a készítményekről készített röntgenfelvételekre a behelyezett jelzőszegekkel

a. a-p nézet

b. oldalnézet

A megfelelő hosszúságúra beállított hengerben mindkét utolsó csigolyát centrálisan befogtuk, majd 1 m csőtávolsággal axiális röntgenfelvételt készítettünk (2/11a. ábra). Ezután a

szerkezet felső erőkarjai segítségével a gerincet az óramutató járásával azonos irányban, egy jól érezhető rugalmas ellenállásig – ami megfelelt a lágyrész-struktúrák szakadással még nem járó feszülésének – elcsavartuk és a gerincet ismét megröntgeneztük axiális irányban. Ugyanazt a manővert a másik irányban is elvégeztük (II/11b.,c. ábra).

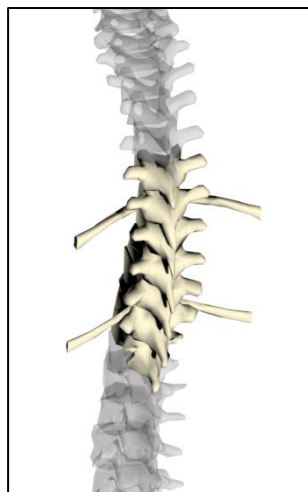


II/11. ábra

Axiális irányú röntgenfelvétel a befogóeszközbe helyezett háti gerincszakasról

- a. neutrális helyzetben
- b. az óramutató járásával azonos irányban elforgatva
- c. az óramutató járásával ellentétes irányban elforgatva

Ezt követően a vizsgált gerincszakaszt kipreparáltuk, a csigolyatesteket összekötő esetlegesen meglévő *spondylophytá*kat eltávolítottuk, és az előző csavarást elvégezve, megismételtük a mérést mindkét irányban. Ezek után a két felső vizsgált csigolyával kapcsolatban lévő bordafejeket és az ehhez a szinthez tartozó *costotransversalis* ízületeket mindkét oldalon kiízesítettük, a rajtuk rögzülő bordacsonkokat eltávolítottuk, majd ismét elvégeztük a mérést. Végül a kísérletsorozat utolsó röntgenfelvételeit úgy készítettük, hogy ezen két csigolya felett és alatt lévő bordafejet és az ehhez a szinthez tartozó *costotransversalis* ízületeket is kiízesítettük és eltávolítottuk a bordacsonkokat (II/12. ábra).



II/12. ábra

A vizsgált gerincszakasz sematikus ábrája

Ennek megfelelően minden gerincszakasról 12 röntgenfelvételt készítettünk az alábbiak szerint (II/I. táblázat):

A felvétel sorszáma	Spondylophyta	Bordacsonk	Forgásirány
1	Megtalálható	Mindegyik megtalálható	Nincs elforgatva
2	Megtalálható	Mindegyik megtalálható	Óramutató járásával ellentétesen
3	Megtalálható	Mindegyik megtalálható	Óramutató járásával azonos irányban
4	Eltávolítva	Mindegyik megtalálható	Nincs elforgatva
5	Eltávolítva	Mindegyik megtalálható	Óramutató járásával ellentétesen
6	Eltávolítva	Mindegyik megtalálható	Óramutató járásával azonos irányban
7	Eltávolítva	Középső pár eltávolítva	Nincs elforgatva
8	Eltávolítva	Középső pár eltávolítva	Óramutató járásával ellentétesen
9	Eltávolítva	Középső pár eltávolítva	Óramutató járásával azonos irányban
10	Eltávolítva	Középső 3 pár eltávolítva	Nincs elforgatva
11	Eltávolítva	Középső 3 pár eltávolítva	Óramutató járásával ellentétesen
12	Eltávolítva	Középső 3 pár eltávolítva	Óramutató járásával azonos irányban

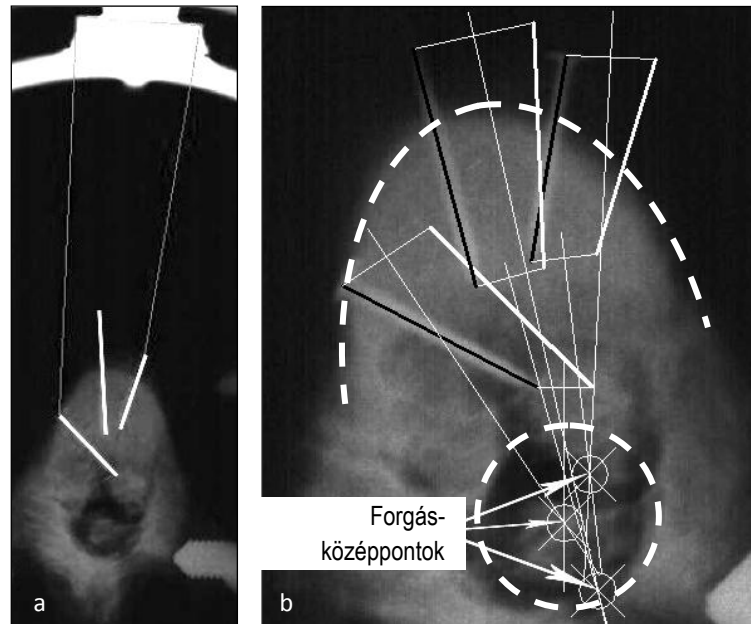
II/I. táblázat

A vizsgált gerincszakasról készült röntgenfelvételek algoritmusa

A rotációs tengely helyét úgy állapítottuk meg, hogy a középső három csigolyába helyezett, azokkal együtt elforduló egyenes szegek rotációs középpontját határoztuk meg a forgatás előtt és után készült röntgenfelvételek alapján, szerkesztéssel. Itt azt feltételeztük, hogy a csigolyák csakis rotációs mozgást végeznek. Mivel a szegek együtt forognak a csigolyákkal, a szegek rotációs tengelye kijelöli a csigolyák rotációs tengelyét. Ügyeltünk arra, hogy a csigolyatestek hátsó falán ne érjenek túl a jelzőszegek, mert a gerinccsatorna lágyrészeibe akadva kismértékben az is módosíthatta volna az eredményt.

A szerkesztéshez mindegyik esetben az azonos módon készült rotáció nélküli és elforgatott röntgenfelvételeket használtuk fel. A forgásközéppontok megszerkesztésekor először a neutráli helyzetből a jelzőszegek képeinek megfelelő szakaszokat a befogó szerkezeten felvett fix szakasz segítségével átvittük az elforgatott képre. Így lényegében rávetítettük az elfordíthatlan állapotban lévő jelzőszegek helyzetét az elfordított állapotok szeghelyzeteire. A feladat ezt követően az volt, hogy megtaláljuk azt a pontot, ami körül az eredeti képet elforgatva, az elforgatott képet kapjuk. Ezt a pontot a jelzőszeg képeinek végpontjait összekötő szakaszok felezőmerőlegeseinek metszéspontja jelöli ki. Így minden elforgatáskor a három szeg a hozzá tartozó csigolya axiális forgásközéppontját jelölte ki (II/13a.,b. ábra).





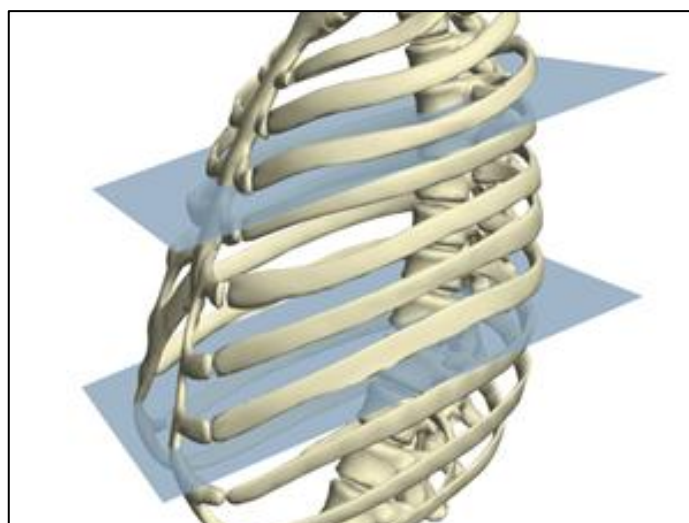
II/13. ábra

A rotációs tengely szerkesztésének menete három jelzőszegre vonatkozóan

- a. az eredeti röntgenfelvétel (neutrális pozíció)
- b. elforgatott állapot (felülnézetben az óramutató járásával ellentétes irányban)

### II/2.3.2. Mérések teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteken

Ezeknél a méréseknél a teljes bordakosár mechanikai hatásait is figyelembe vettük. A preparátumok gyakorlatilag a törzs ferde szeletei voltak, amelyek magukba foglaltak egy háti gerincszakaszt a hozzájuk tartozó négy pár bordával, valamint a *sternum* megfelelő szeletével (II/8b., II/14. ábra).



II/14. ábra

A vizsgált mellkasszelet sematikus ábrája

A vizsgálathoz 12 darab (teljes bordakosárral eltávolított) mellkasszeletet használtunk (7 ffi, átlagéletkor 65 év, 5 nő, átlagéletkor 68 év). A mérések előtt a jelentős degeneratív elváltozások kizárására – ebben az esetben is – a-p és oldalirányú röntgenfelvételeket készítettünk. Elviekben az előző kísérlethez hasonlóan jártunk el, miközben a *sternum*ot opcionálisan rögzítettük az eszközhöz.

A rotációs kísérletek menete is a bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszok méréseinek megfelelő volt, de röntgenfelvételek helyett standardizált körülmények között felülnézeti digitális fotókkal dolgoztunk és azokon rögzítettük a jelzőszegek helyzetét (II/15. ábra).

A jelzőszegeket úgy vertük be, hogy azoknak a csigolyából kiálló részei elegendő hosszúak legyenek a fényképeken történő szerkesztés elvégzéséhez. Ügyeltünk arra is, hogy minden csigolyába eltérő fejű jelzőszeget helyezünk be.

A vizsgálat során gyakorlatilag ugyanazt a módszert követtük, mint a II/2.3.1. kísérletsorozatban. A kiindulási helyzetből ugyanúgy elforgattuk az óramutató járásával azonos, illetve azzal ellentétes irányban a preparátumot. Nagy figyelmet szenteltünk annak, hogy rögzített *sternum* esetén a bordakosár el ne mozduljon a forgatás közben.



II/15. ábra

A bordakosárral eltávolított mellkasszelet rögzítése a befogó eszközben

Öt esetben ezen kívül a méréseket megismételtük a két középső pár borda eltávolítása után is. Ennek megfelelően hét készítményről hat darab (a II. táblázatban 1-6. sorszámú), további öt készítményről pedig kilenc darab (a II. táblázatban 1-9. sorszámú) felvétel készült (II/II. táblázat).

A rotációs tengely szerkesztésének menete ugyanúgy folyt, mint az előző sorozatnál, annyi különbséggel, hogy itt nem látszott a szegek csigolyákban lévő része, ezért a szeg valós mérete és a perspektíva alapján határoztuk meg a képeknek megfelelő látszólagos hosszukat.



A felvétel sorszáma	Bordapárok száma	Bordakosár	Forgásirány
1	4	Rögzítetlen	Nincs elforgatva
2	4	Rögzítetlen	Óramutató járásával ellentétesen
3	4	Rögzítetlen	Óramutató járásával azonos irányban
4	4	Rögzített	Nincs elforgatva
5	4	Rögzített	Óramutató járásával ellentétesen
6	4	Rögzített	Óramutató járásával azonos irányban
7	2	Rögzítetlen	Nincs elforgatva
8	2	Rögzítetlen	Óramutató járásával ellentétesen
9	2	Rögzítetlen	Óramutató járásával azonos irányban

II/II. táblázat

Egy gerincszakasról készült felülnézeti fényképfelvételek tematikája

### II/3. Eredmények

#### II/3.1. Geometriai megközelítési módok

##### II/3.1.1. Az intervertebrális ízületek és egyéb összeköttetések geometriája által meghatározott rotációs tengely

A rotációs tengelyek helyével kapcsolatban a II/3. ábra alapján a következő megállapításokat tettük.

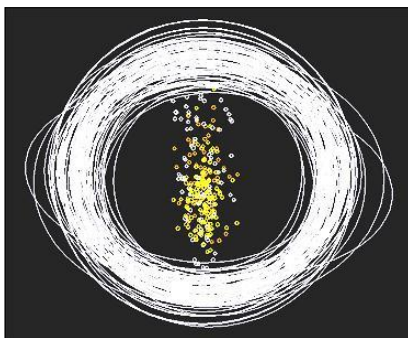
##### a. Ellipszisek

- Az 2. és 3. számú ellipszisek geometriai középpontja minden esetben a *canalis vertebralis* területére esett (az 1. ellipszis középpontja pedig *per definitionem* oda esik).

##### b. Négyyszög

- A fentiekhez hasonlóan a megszerkesztett négyyszög középpontja szintén minden esetben az 1. számú ellipszis területére esett.

Az összesítés alapján jól látható az a tendencia, hogy az ellipszisek és a négyyszög középpontjai a velőűrben, annak szagittális szimmetriatengelye körül helyezkednek el (II/16. ábra).

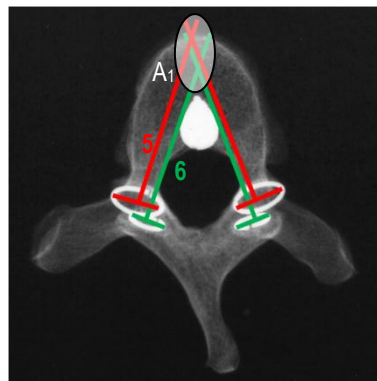


II/16. ábra

Összesített kép a geometriai alakzatok középpontjairól

## c. Egyenesek

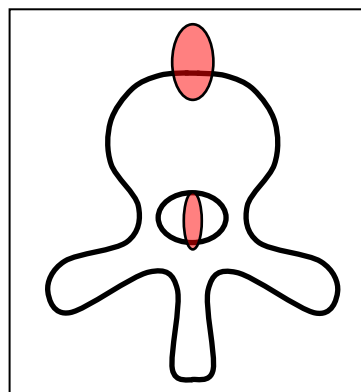
A *processus articularis*okat jelölő fémgűrűk vetületi képére szerkesztett egyenesek metszéspontjaira vonatkozó legfontosabb megállapításunk, hogy a csigolyák felső ízületi nyúlványán elhelyezkedő nagyobb fémgűrűkre szerkesztett merőlegesek (a II/3. és II/17. ábrán az 5-ös számú egyenespár) metszéspontja az esetek kb.  $\frac{2}{3}$ -ában, míg az alsó ízületi nyúlványra szerkesztett merőlegesek (a II/3. és II/17. ábrán a 6-os számú egyenes pár) kb.  $\frac{1}{3}$ -ében a csigolyatest elülső szélére, vagy ahhoz közel esett. Ezt a területet a II/17. ábrán A<sub>1</sub>-gyel jelöltük.



II/17. ábra

A felső (5) és az alsó (6) ízületi felszínre ragasztott fémgűrűk elliptikus vetületének hosszú átmérőjére szerkesztett felezőmerőlegesek metszéspontja

E három megközelítési mód alapján a keresett axiális forgásközéppont helyét még mindig két területre is tehetjük (II/18. ábra).



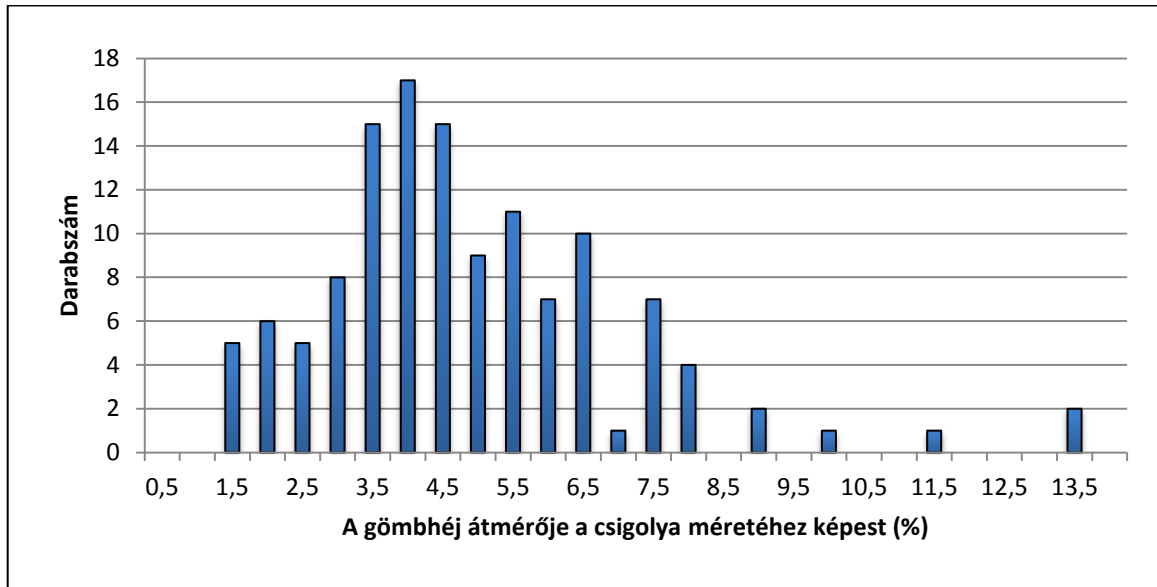
II/18. ábra

A csigolyák összeköttetései (ízületek és egyéb rögzülések) által meghatározott rotációs tengely

## II/3.1.2. A geometriai csigolyaközéppont térbeli meghatározása

Ebben a kísérletben a háti csigolyák geometriai középpontját úgy határoztuk meg, hogy megszerkesztettük a csigolyát három irányból magába foglaló három elliptikus henger hosszen-

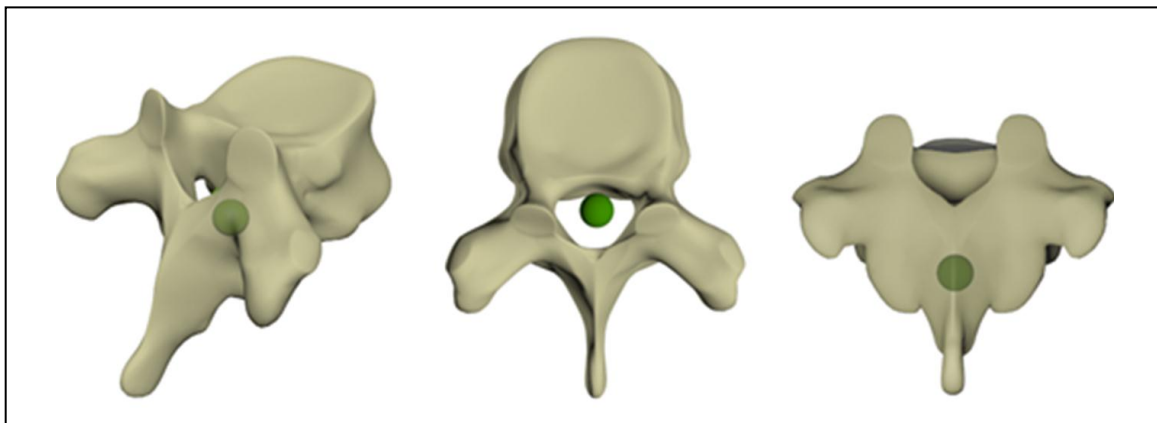
gelyeinek (az ellipszisek középpontjainak) metszéspontjait. Az előző szerkesztések eredményeként kapott metszéspontokat magába foglaló legkisebb gömb átmérőjét határoztuk meg mind a 126 vizsgált csigolya esetében (II/19. ábra).



II/19. ábra

A középpontokat magába foglaló gömb átmérőjének eloszlása

A vizsgált 126 csigolyából csupán három olyan volt, amelyeknél az ellipszis-középpontok valamelyike a csigolya egytizedének megfelelő méretű gömbhøjön kívül helyezkedtek el. Ezek szerint 97,62%-os biztonsággal állíthatjuk, hogy az ellipszisek középpontjai egy olyan gömbfelületen belül helyezkednek el, amelynek az átmérője a csigolya méretének 10%-a, tehát ezek a pontok a térben gyakorlatilag egybe esnek. Továbbá az is megállapítható, hogy a csigolyák többségénél (75 darab = 60%) ez a bizonyos gömbhøj a csigolya méretének csupán 3-6%-a volt. A fenti eredmények alapján a középpontokat magába foglaló gömb a velőűr elülső szélén, középén helyezkedik el (II/20. ábra).

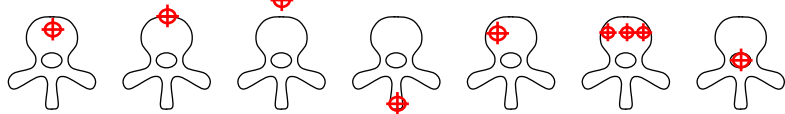


II/20. ábra

A geometriai csigolyaközéppont elhelyezkedése

## II.3.2. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata

A szemrevételezés során nem tapasztaltunk egyik öntvénynél sem túl hirtelen megtöretést vagy elmetesződést. A mért térfogat-értékeket a II/III. táblázat tartalmazza.

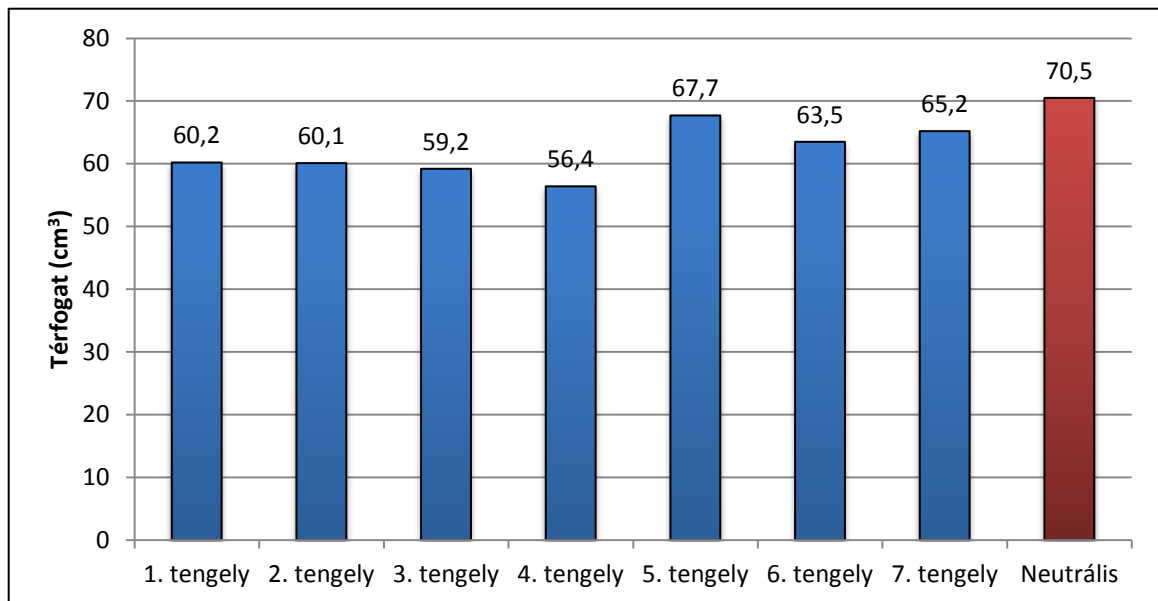
									
		1	2	3	4	5	6	7	Neutrális
1. mérési sorozat	1. öntvény	60	60	64	50	71	62	65	71
	2. öntvény	59	59	61	60	65	61	61	
	3. öntvény	60	65	60	55	68	61	62	
	4. öntvény	62	58	54	61	66	68	70	
2. mérési sorozat	1. öntvény	62	58	62	50	70	62	66	72
	2. öntvény	58	58	62	60	65	62	62	
	3. öntvény	60	64	60	56	68	62	64	
	4. öntvény	61	57	52	60	67	68	70	
3. mérési sorozat	1. öntvény	62	60	62	50	72	62	68	69
	2. öntvény	58	59	62	60	65	63	61	
	3. öntvény	60	64	60	56	68	62	65	
	4. öntvény	62	57	52	60	68	69	68	
4. mérési sorozat	1. öntvény	62	61	63	50	70	61	67	70
	2. öntvény	57	60	61	58	65	62	60	
	3. öntvény	59	65	60	56	68	62	65	
	4. öntvény	61	57	52	60	68	69	69	
Átlag		60,2	60,1	59,2	56,4	67,7	63,5	65,2	70,5
Átlag a neutrális-hoz képest (%)		85,4%	85,2%	84,0%	80,0%	96,0%	90,1%	92,5%	100,0%

II/III. táblázat

A gerinccsatorna öntvények négy sorozatban mért térfogata cm<sup>3</sup>-ben

A mérési eredmények alapján rotáció után a velőűr térfogata a legnagyobb mértékben a 4. tengely mentén csökkent, így kiindulási hipotézisünk alapján ezt a tengelyt tarthatjuk a legvalószínűtlenebb valós tengelynek. Az adatok alapján a 4. és az 5. tengely között legnagyobb

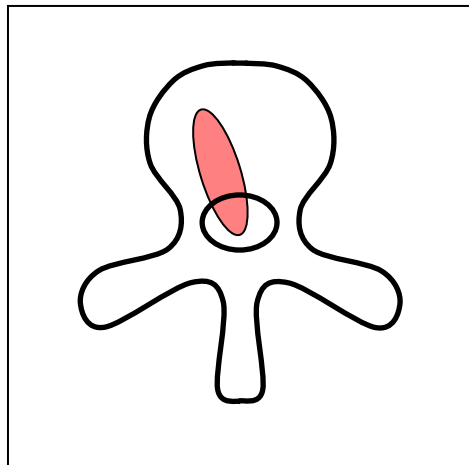
a térfogateltérés, de úgy látjuk, hogy a térfogatok abszolút értékben jelentősen nem térnek el egymástól (II/21. ábra).



II/21. ábra

Az átlagos velőűrtérfogatok a különböző tengelyek mentén történt elforgatás esetén

Az 1., 2., 3. és 6. tengelyeknél az öntvények térfogata gyakorlatilag azonos volt. Ugyanakkor az 5. és 7. tengely mentén csökkent a legkevésbé a velőűrtérfogata, így ez alapján a megközelítés alapján ezeket tarthatjuk a lehetséges rotációs tengelyeknek (II/22. ábra).



II/22. ábra

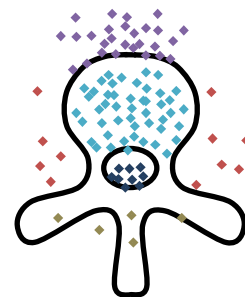
A rotációs tengely legvalószínűbb helyzete a térfogat-változások mérései alapján

### II/3.3. Ex vivo háti gerincszakaszokon végzett mérések

#### II/3.3.1. Mérések bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon

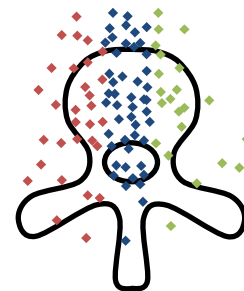
A 24 eltávolított gerincszakasz mindegyikét nyolc alkalommal forgattuk el: először az óramutató járásával azonos, majd azzal ellentétes irányban rotáltuk; ugyanezt a forgatást a kiindulási helyzeten kívül elvégeztük a *spondylophyták*, majd egy pár bordacsonk és végül három pár bordacsonk eltávolítása után is. Mindösszesen 192 ilyen dokumentált forgatást végeztünk. Minden egyes röntgenfelvételen megszerkesztettük az aktuálisan adódó rotációs középpontot. Az 576 mérési eredmény közül 478 volt értékelhető. A középpontokat a csigolyákhoz való elhelyezkedésük alapján csoportosítottuk. Ezek alapján a következő régiókat határoztuk meg a hozzátartozó pontok számával:

- a csigolyatest előtt 26,6%
- a csigolyatesten 47,9%
- a csigolyától oldalt 11,3%
- a *canalis vertebralis* területén 9,2%
- a *canalis vertebralis* mögött 5,0%



A régiókat más szempont szerint is definiáltuk (középső rész – a *canalis vertebralis* és ennek az antero-poszterior projekciója a horizontális röntgenfelvételen – az ettől balra és jobbra elhelyezkedő pontok):

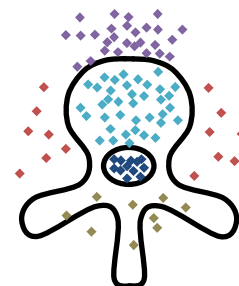
- baloldal 30,2%
- közép 48,3%
- jobboldal 21,5%



Az eredményeket tovább vizsgáltuk az eltávolított gerincszakaszokon végzett manipulációk alapján:

Intakt gerincszakasz (128 mérési eredmény):

- a csigolyatest előtt 26,6%
- a csigolyatesten 40,5%
- a csigolyától oldalt 14,0%
- a *canalis vertebralis* területén 10,9%
- a *canalis vertebralis* mögött 8,6%



A *spondylophyták* eltávolítása után (115 mérési eredmény):

- a csigolyatest előtt 20,9%
- a csigolyatesten 53,9%
- a csigolyától oldalt 13,0%
- a *canalis vertebralis* területén 5,2%
- a *canalis vertebralis* mögött 7,0%



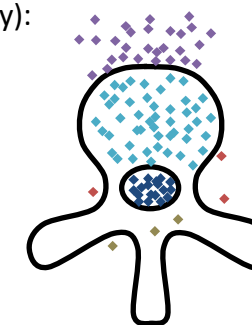
Egy pár bordacsonk eltávolítása után (118 mérési eredmény):

- a csigolyatest előtt 30,5%
- a csigolyatesten 50,8%
- a csigolyától oldalt 15,2%
- a *canalis vertebralis* területén 2,5%
- a *canalis vertebralis* mögött 0,8%



Három pár bordacsonk eltávolítása után (117 mérési eredmény):

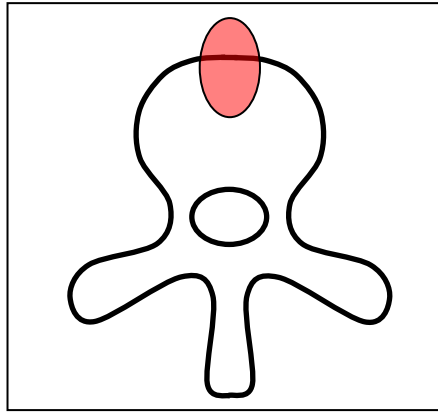
- a csigolyatest előtt 28,2%
- a csigolyatesten 47,9%
- a csigolyától oldalt 2,6%
- a *canalis vertebralis* területén 18,0%
- a *canalis vertebralis* mögött 3,4%



A kapott eredmények alapján a következő megállapításokat tehetjük:

- A kapott középpontok legnagyobb része a csigolyatesten, illetve kissé előtte; kisebb része a velőűr területén helyezkedik el.
- A rotációs centrum lokalizációja hasonló eloszlást mutat az „intakt” preparátum, illetve a *spondylophyták* eltávolítása után.
- Borda nélkül előrébb tolódnak a középpontok.

A vizsgálat alapján a rotációs tengely helyét a II/23. ábra mutatja.



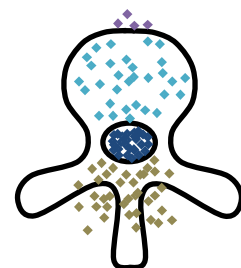
II/23. ábra

A rotációs tengely lokalizációja a bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon végzett mérések eredményei alapján

### II/3.3.2. Mérések teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteken

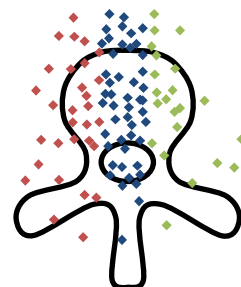
Ezen kísérletsorozat során 12 rövid háti gerincszakaszt távolítottunk el, amelyek gyakorlatilag a törzs egy ferde szeletei voltak, magukba foglalva a háti csigolyákat a hozzájuk tartozó négy pár bordával, valamint a *sternum* megfelelő szeletével. A kísérletek első részében a preparátumokat elforgattuk az óramutató járásával azonos, illetve azzal ellentétes irányban és közben vizsgáltuk azt is, hogy milyen az elfordulás mértéke a *sternum* rögzített vagy rögzítetlen volta esetén. Ez készítményenként  $2 \times 2$ , összesen a hét gerincszakaszon  $7 \times 2 \times 2 = 28$  forgatást jelentett. További öt esetben a fentiekén kívül a méréseket megismételtük a két középső pár borda eltávolítása után is ( $+ 5 \times 3 \times 2 = 30$  rotáció), azaz összesen  $28 + 30 = 58$  elforgatott állapotot vizsgálhattunk. A rotációs centrum meghatározása után 108 darab felhasználható mérési eredményt kaptunk. A II/3.3.1. fejezetben részletezett protokoll szerint ezeket a pontokat is csoportosítottuk:

- a csigolyatest előtt 3,7%
- a csigolyatesten 31,5%
- a csigolyától oldalt 0,0%
- a *canalis vertebralis* területén 28,7%
- a *canalis vertebralis* mögött 36,1%



Oldal szerint:

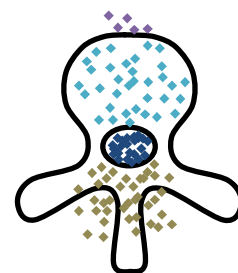
- baloldal 8,3%
- közép 64,8%
- jobboldal 26,8%





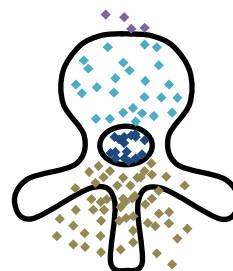
A sternum rögzítése nélkül (41 mérési eredmény):

- a csigolyatest előtt 4,9%
- a csigolyatesten 34,1%
- a csigolyától oldalt 0,0%
- a *canalis vertebralis* területén 24,4%
- a *canalis vertebralis* mögött 36,6%



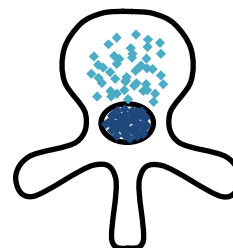
A sternum rögzítésével (47 mérési eredmény):

- a csigolyatest előtt 4,3%
- a csigolyatesten 23,4%
- a csigolyától oldalt 0,0%
- a *canalis vertebralis* területén 21,3%
- a *canalis vertebralis* mögött 51,1%



A középső két bordapár eltávolítása után (20 mérési eredmény):

- a csigolyatest előtt 0,0%
- a csigolyatesten 45,0%
- a csigolyától oldalt 0,0%
- a *canalis vertebralis* területén 55,0%
- a *canalis vertebralis* mögött 0,0%



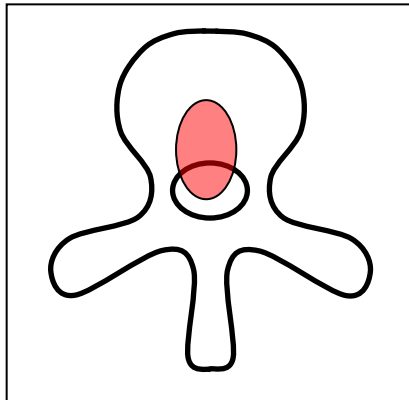
A szerkesztések eredményei alapján a következő megállapításokat tehetjük:

- Az intakt bordakosár jelentős hatással van a rotációs tengely elhelyezkedésére (II/IV. táblázat).
- A középpontok legtöbbször a csigolyatest elülső felére, vagy a velőűr területére esnek, a csigolya szimmetriatengelye környezetében (II/24. ábra).
- Két pár borda eltávolítása után a tengely kissé előretolódik.

A pontok elhelyezkedése	Bordacsonkkal eltávolított gerincszakasz	Bordakosárral eltávolított gerincszakasz
A csigolyatest előtt	26,6%	3,7%
A csigolyatesten	47,9%	31,5%
A csigolyától oldalt	11,3%	0,0%
A <i>canalis vertebralis</i> területén	9,2%	28,7%
A <i>canalis vertebralis</i> mögött	5,0%	36,1%

II/IV. táblázat

A gerincszakaszok és a mellkasszeletek mérési eredményeinek összehasonlítása

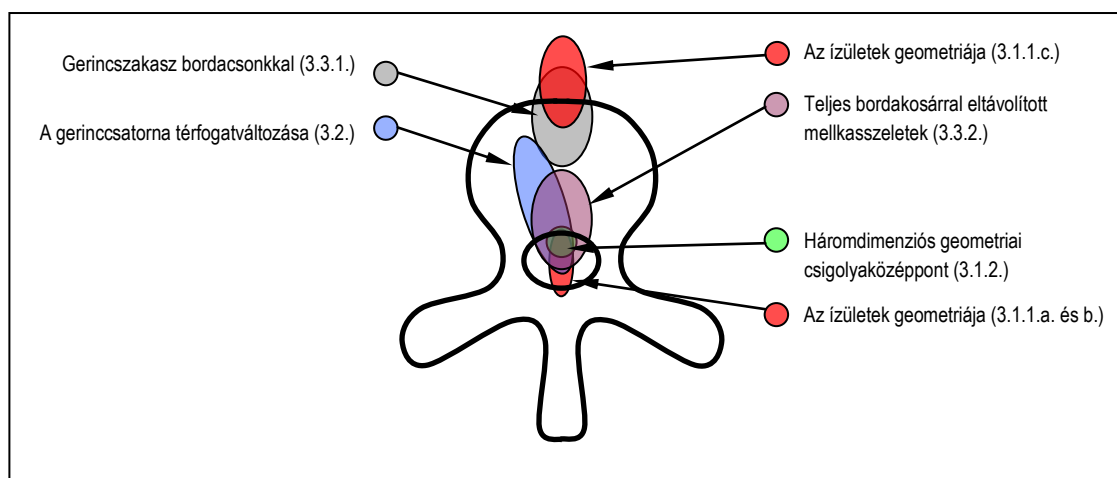


II/24. ábra

A rotációs tengely legvalószínűbb helyzete a teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteken végzett mérések alapján

#### II/4. Megbeszélés

Ha az eredményeket összegezzük és a különböző módszerek által valószínűsíthető rotációs tengely-területeket egy csigolyára vetítjük, a II/25. ábrán látható kép alakul ki.



II/25. ábra

A rotációs tengely legvalószínűbb helyzetei a különböző mérési módszerek alapján (zárójelben a vonatkozó alfejezet száma)

Elmondhatjuk tehát, hogy a rotációs tengely nagy valószínűséggel

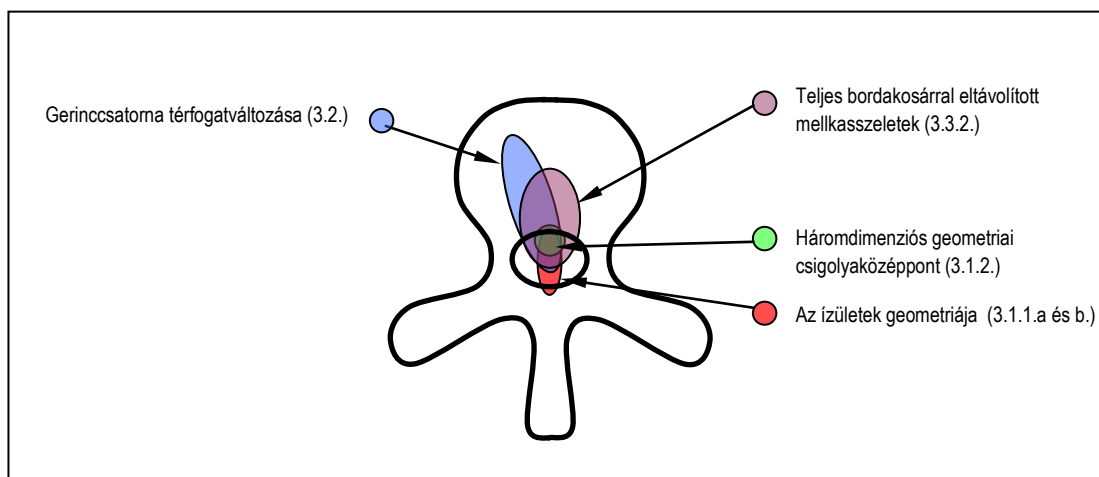
- a medián-szagittális síkban van,
- a csigolyatestre, a csigolyatest elé, vagy a velőűr területére esik.

Ezeket a még mindig túl általános megállapításokat azonban az alkalmazott módszerek ártér-tékelésével konkretizálhatjuk.

A bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon, illetve a teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteken végzett mérések eredményei alapján megállapítottuk, hogy a bordák hátsóval vannak a tengely helyére, ezért kísérleti megközelítések során is figyelembe kell venni a hatásukat. Ezt a tényt több szerző is megerősíti (90,164,197). Ez a felismerés ugyanakkor az irodalomban talált jelentős ellentmondásokat is magyarázza, ugyanis az ott fellelt és bemutatott esetekben a bordakosár szerepét figyelmen kívül hagyták. Márpedig, amint azt a vizsgálataink igazolták, a bordák hiányában a kapott rotációs tengely előrébb tolódik. Tehát a kadáver gerincszakasz-vizsgálatok közül csak a teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteken végzett mérések eredményeit tekinthetjük mérvadónak.

Ha ezt a gondolatmenetet követjük, akkor a „II/2.1.1. Az *intervertebrális ízületek geometriája által meghatározott rotációs tengely*” vizsgálatánál a II/18. ábrán eredményként kapott két terület közül a velőűr környéki terület a helyes, a másik (a II/17. ábrán A<sub>1</sub>-gyel jelölt) terület pedig helytelen, tehát a forgásközéppont helyét az ízületekre rajzolt ellipszisek középpontjai, nem pedig az ízületi síkok (a gyűrűk kistengelyei) jelölik ki. Ugyanis a háti csigolyákon található kisízületek síkjai egyik fősíkkal sem párhuzamosak és nem is merőlegesek rá, így a szupero-inferior (továbbiakban s-i) irányból készített röntgenfelvételen szerkesztett középpont nem a valóságos középpont vetülete (65,169).

Ha ennek a két megközelítésnek az eredményét nem vesszük figyelembe, akkor a következő ábrához jutunk (II/26. ábra):

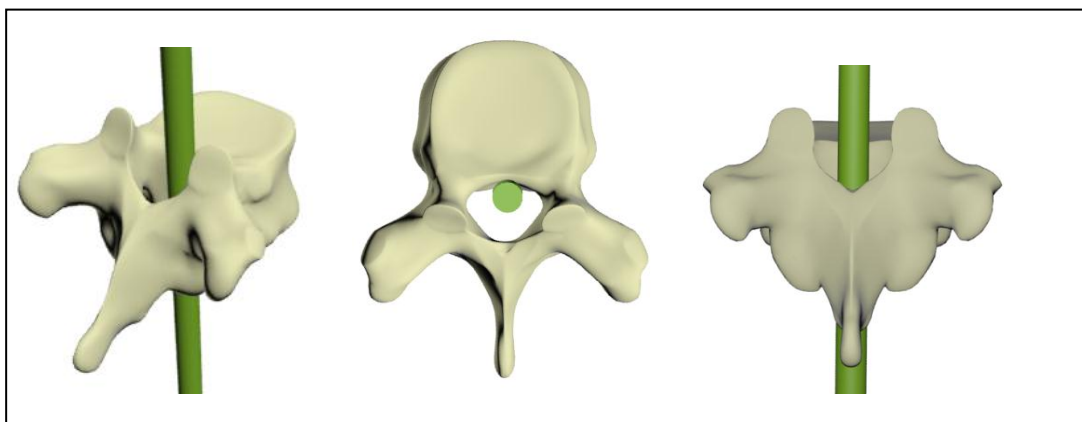


II/26. ábra

**A rotációs tengely legvalószínűbb helyezetei a szövegben részletezett két mérési eredmény kizárásával (zárójelben a vonatkozó alfejezet száma)**

Végső következtetésként, valamennyi kísérletsorozatunkat összegezve megállapítható, hogy a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének legvalószínűbb helye a velőűr elülső falának medián-szagittális síkba eső szakasza (II/27. ábra). Ez gyakorlatilag megfelel a „II/2.1.2. A geo-

metriai csigolyaközéppont térbeli meghatározása” fejezetben bemutatott háromdimenziós szerkesztéssel kapott eredményünknek (II/20. ábra).



II/27. ábra

Vizsgálataink alapján a rotációs tengely legvalószínűbb helye

### **III. Az idiopátiás szkoliózis mechanikai etiopatogenézise**

#### **A Rotációs előfeszítettség fogalmának bevezetése**

- 1. Bevezetés**
- 2. Anyag és módszer**
- 3. Eredmények**
- 4. Megbeszélés**

Annak ellenére, hogy a szkoliózisos görbületek természete már részletekbe menően ismert, mégsem alakult ki napjainkig egy olyan modellezési módszer, amely *in vitro*, ép gerinceken tenné lehetővé az idiopátiás szkoliózisnak megfelelő deformitás létrehozását. Ezért kerestem egy egyszerű, didaktikus modellt. A modell megközelítési módja adta a kézenfekvő ötletet, hogy az abban alkalmazott mechanizmus esetleg az esetek egy részében a szkoliózis természetes etiotogenezisében is részt vehet. Jelen fejezetben ezt a megbombolt paraspinalis izomegyensúly utánzásával kialakított szkoliózis modellt mutatom be (49,56).

### III/1. Bevezetés

A szkoliózisok döntő többségének etiológiája még mind a mai napig ismeretlen, 70%-ukat napjainkban is idiopátiásként tartjuk számon. Számos elmélet született napjainkig az idiopátiás szkoliózis kialakulásáért felelős mechanizmusokról (16,29,91,139).

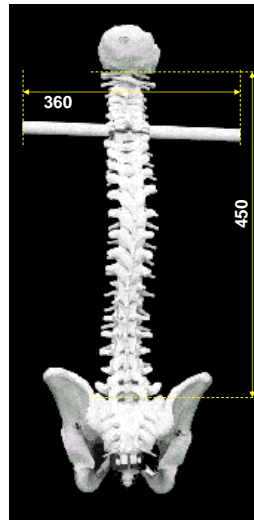
Az itt bemutatásra kerülő módszer lényege a féloldali *mm. rotatores* túlsúlyát imitálva és a gerinc két végét a frontális síkban megtartva a „Rotációs előfeszítettség” állapotának létrehozása, ami tengelyirányú terhelésre egy újabb, kórosan stabil állapot, a szkoliózis kialakulását eredményezi. Az elmélet akár több kurrens teóriához is kapcsolható, biomechanikai magyarázatát adva bizonyos szkoliózisos görbületek létrejöttének.

### III/2. Anyag és módszer

Az elmélet demonstrálására modellkísérletet végeztünk. Az ehhez használt – szkoliózis modellként átalakított – műanyag gerinc kiindulási alapját egy kereskedelmi forgalomban kapható (*Ets. du Docteur Auzoux*, Paris), mobilis szegmentumokból álló, deformálható *discus*okkal összeszerelt, a medencét és az *occiput*ot is magában foglaló műanyag gerinc adta.

A modell főbb műszaki paraméterei a következők:

- a dorzo-lumbális szakasz magassága 45 cm, ami megfelel egy átlagos felnőtt gerinc méretének;
- a vállövet két, egyenként 18 cm hosszú merev műanyag rúd imitálja, amelyeket stabilan rögzítettünk a Th1 csigolyához (III/1. ábra);
- a *discus*ok rugalmassági modulusa  $0,400 \text{ N/mm}^2$ .



III/1. ábra

A szkoliózis modell készítéséhez módosított műanyag gerinc

A gerinc jobb oldalára gumigyűrűket helyeztünk oly módon, hogy azok Th1-10 között összekötötték a *processus spinosus*ok tövét az alsó szomszédos jobb oldali *processus transversus*ok tövével (III/2. ábra). A gumigyűrűk kerülete 65 mm, vastagsága 1 mm, szélessége 8 mm, rugalmassági modulusa  $1,1 \text{ N/mm}^2$ .



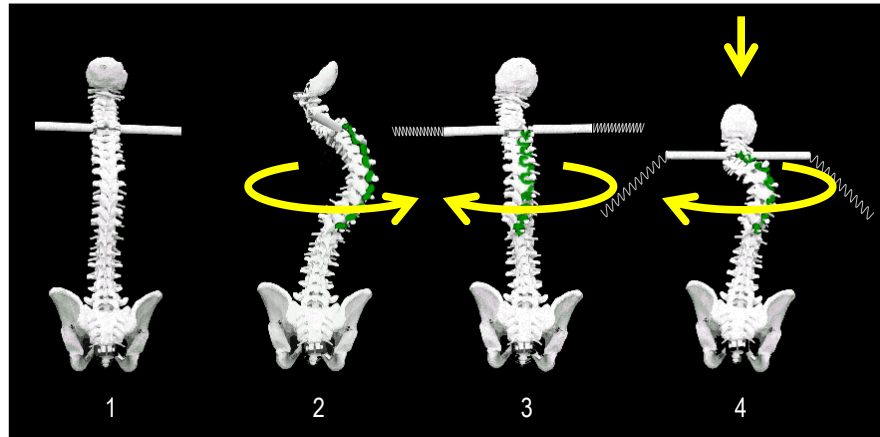
III/2. ábra

A háti csigolyák jobboldali *processus transversus*aira és a felettük lévő csigolyák *processus spinosus*ára felhelyezett gumigyűrűk

### III/3. Eredmények

A felhelyezett gumigyűrűk hatására a gerinc balra tekeredett. Ekkor a vállövet imitáló rudak végére szerelt két rugóval vízszintes síkban egy erőpárt kifejtve a gerincet visszahúztuk a frontális síkba. Tekintettel arra, hogy egy műanyag modelltől volt szó, amelyen a kisízületi struktúrák, szalagok, *fascia*, izmok stb. nem voltak imitálva, ennek az erőnek csak a iránya számított, mérését nem tartottuk szükségesnek, mértékét pedig úgy állítottuk be, hogy az a

frontális síkba éppen visszahúzza és ott meg is tartsa a gerincet. Végül a két rugó húzásirányának  $45^\circ$ -ban kaudál felé elmozdításával és a húzóerő növelésével az előző hatás megtartása mellett vertikális terhelést is alkalmaztunk az így előkészített gerincere, amelyen ennek hatására egy jobbra konvex háti görbület alakult ki, az idiopátiás szkoliózisra jellemző térbeli elmozdulásokkal (III/3. ábra).



III/3. ábra

**A Rotációs előfeszítettség modellje**

1. A kiindulási modell a vállöv imitációjával
2. A jobboldali gumigyűrűk felhelyezésének hatására kialakuló torzió
3. A megszüntetett torzió után visszanyert látszólagos kiindulási állapot, valójában a rotációban előfeszített gerinc
4. A felsőtest imitált súlyából adódó terhelés hatására kialakuló szkoliózis

A modellezéshez használt műanyag gerinc mobilis szegmentumai lehetővé tették a csigolyák egymáshoz képest történő elmozdulását a tér három irányában, nevezetesen a szagittális, illetve frontális síkú billenést, valamint az axiális rotációt. A fenti módon felakasztott gumigyűrűk a jobboldali *mm. rotatores* túlműködését imitálták. Húzásuk révén – a háti gerincet felülről nézve – azt saját tengelye körül a medencéhez képest az óramutató járásával ellentétes irányban, mintegy  $90^\circ$ -ban megcsavarták, azaz a gerinc kraniális vége balra csavarodott.

Amikor rögzített kaudális vég mellett Th1-nél megragadtuk a gerinc kraniális végét és azt visszaállítottuk a frontális síkba, látszólag közel a kiindulási helyzet állt ismét elő, azonban a gerinc eredeti helyzetének megtartásához ekkor már erő kifejtésre volt szükség.

A gerinc hosszanti terhelése (a függőleges helyzetben a testsúlyból adódó terhelést imitálva) a gerinc preparált szakaszán típusos szkoliózisos deformitást alakított ki. A konvexitás a nyúlványokra applikált gyűrűk oldalára esett, tehát torakális jobbra konvex szkoliózist kaptunk.

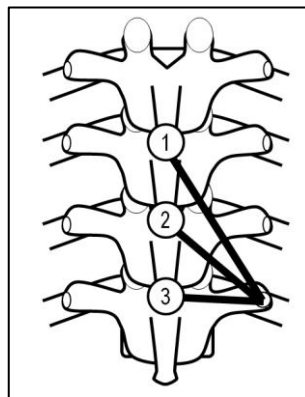
### III/4. Megbeszélés

Felmerül a kérdés, hogy mi módon vehet részt, egyáltalán részt vehet-e ez a mechanizmus a szkoliózis természetes patogenezisében is?



Hipotézisem középpontjába a megbomlott izomegyensúlyt állítottuk. Ésszerűnek tűnt számomra, hogy a szomszédos szegmentumok egymáshoz viszonyított diszkrét elmozdulásait – amelyek a szkoliózis deformitásában összegződnek – az ebben az irányban ható izmokkal próbáljuk modellezni. Mivel a szkoliózis deformitás kulcsponyjának a rotációs deformitást tartjuk, ezért a *transversospinalis* izomrendszerből a legkifejezettebben rotáló hatású *mm. rotatores* választottuk modellünkhöz. A fenti módon felhelyezett gyűrűk ezeket az egyik oldalon túlműködő rotátorokat imitálták.

Csupán emlékeztetőül álljon itt, hogy a *mm. rotatores*, ezek a kis rövid izmok, a *processus spinosusok* és *transversusok* közötti csatornában, a legmélyebb rétegben, a gerinc egész hosszában megtalálhatóak. A *m. multifidusok* és *m. semispinalisok* rendszerével a *transverso-spinalis* izomrendszert alkotják. A legfejlettebbek a háti gerincszakaszon, ahol a csigolyák rotációs lehetőségei a legkifejezettebbek. Ezek a rotátorok a csigolyák *processus transversus*áról erednek, és a felette lévő csigolya *processus spinosus*ának bázisán tapadnak (III/4. ábra). Mivel a háti csigolyák *processus spinosus*ai hátrafelé és lefelé húzódnak, így az izmok eredése és tapadása nagyjából egy magasságba esik, tehát ezek az izmok gyakorlatilag vízszintes lefutásúak. A csigolyákra kifejtett rotáló hatásuk mellett azokat stabilizálják is. Ezeket az izmokat a *spinalis* idegek dorzális ágai idegzik be.



III/4. ábra

A *transversospinalis* izomrendszer szerveződési sémája

1. *m. semispinalis*
2. *m. multifidus*
3. *mm. rotatores*

Modellünkben a gerinc kaudális végét tekintettük fix pontnak azért, mert a gerinc a medencében folytatódik, ami álló helyzetben a végtagokon keresztül a talajon támaszkodik.

Jól ismert, de talán nem igazán megfogalmazott tény, hogy a szkoliózisos beteg arcával mindig abba az irányba igyekszik tekinteni, amerre megy, azaz arcát a medencéje síkjába próbálja állítani.

Jelen példában fix medenceállás esetén a jobboldali rotátorok imitált működése a törzset, így vele együtt a vállövet és a fejet mintegy 90°-ban balra csavarja. Az így kapott torzió értéke ugyan meghaladja az élőben észlelt fiziológiás teljes háti mozgásterjedelmet, ami szinten-

ként kb.  $3^\circ$  (136), de ha mértéke nem is, tendenciája mindenképpen azonos az élőben lezajló mechanizmusokéval. A nagyobb rotációt az magyarázza, hogy a modell alapjául szolgáló műanyag gerincnél a csigolyák ízületi tokjai, szalagrendszerei és az izmok hiányoznak, valamint a bordakosár rotációt gátló hatása sincs jelen.

Az elfordulással egyidőben enyhe, jobbra konvex ív kialakulását is észleltük. Ezt részben magyarázza az irodalomból jól ismert obligát rotációs és billenéses szinkronmozgás (210), a háti kifózis torzió utáni vetülete pedig mindezt virtuálisan tovább fokozza. Így módszerünkkel első lépésben gyakorlatilag egy csavart-ívelt oszlopot kapunk. A torzió a rotációk, az ív a billenések és a kifózis frontális vetületének summázata.

Következő lépésként a fixnek tekintett medence síkjába – ami az eredeti frontális sík – visszaállítottuk az előzőekben deformált gerinc kraniális végét, tekintettel arra, hogy végletekig leegyszerűsítve a fentebb mondottakat: a beteg arra néz, amerre megy. Ahhoz, hogy visszaállítsuk a kraniális végét a medence síkjába, erő kifejtés szükséges, le kell győznünk a féloldali rotátorokat imitáló elasztikus gyűrűk deformáló hatását. Ehhez az erőt a vállöv legerősebb hatás pontjának tekinthető I. borda szintjében, tehát a Th1 csigolyát megragadva gyakoroltuk. Ezáltal a gerinc mindkét vége ismét a frontális síkba került. Így ismét közel a kiindulási helyzetbe állt a gerinc, csak hogy ennek a helyzetnek a fenntartásához már erő kifejtés volt szükséges. A két látszólag azonos állapot között ez a legfőbb különbség. A gerinc két végét a frontális síkba visszaállítva tehát feszültség lép fel. Ezt a feszülő állapotot neveztem el *Rotációs előfeszítettségnek* (49,56).

Ezáltal az egész biomechanikai struktúra lényegét tekintve változik meg, mivel a csigolyák a háti szakasz kraniális felében a felettük lévő, kaudális felében az alattuk levő szomszédos csigolyához, mint relative fix pontokhoz viszonyítva szenvedik el a féloldali rotátorok működésének megfelelő elmozdulásokat. Ezek minden szinten relatív elmozdulások, amelyek vég eredményben jelen példában a Th1 *processus spinosus* és a Th12 jobboldali *processus transversus*, mint a rendszer abszolút fix pontjai között alakulnak ki.

Amikor az így előkészített gerincet Th1 támadásponttal függőlegesen terheltük, ezzel a gerinc súlyterhelését imitáltuk. A gerincnek, mint a csontváz központi teherviselő részének, minden szegmentumban a test felette lévő részének teljes súlyából adódó terhelést kell megtartania. Tekintettel arra, hogy a modellhez egy mobilis szegmentumokból felépített műanyag gerincet használtunk, amiről az izmok, szalagok, *fasciák*, és egyéb inherens összeköttetések még az imitálás szintjén is hiányoznak, csupán az elmozdulásokat létrehozó, minimális erőt alkalmaztunk a tengelyirányú terheléshez. A gerinc háti szakasza így valódi szkoliózisba deformálódott, azaz az oldalirányú elhajlás és a szagittális síkú profilváltozás a gerinc torziójával társult. Modellünkben a torakális szkoliózis minden jellegzetes elmozdulása megtalálható volt: a csigolyák a frontális síkban egymáshoz képest elbillentek és a horizontális síkban rotálódtak, amely elmozdulások a háti gerinc egészének elhajlását és torzióját eredményezték.

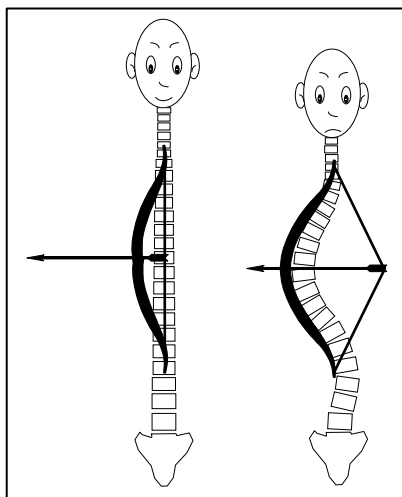
Mindezek alapján elmondhatjuk, hogy mechanikailag modelleztük a féloldali izomtúlsúlyon alapuló szkoliózis keletkezési elméletét. Lássuk azonban, hogy az ehhez szükséges biológiai feltételek is adóttak-e, valóban kijelenthetjük-e, hogy egy elfogadható biomechanikai elmélettel állunk szemben?

**James** (106) a paralitikus szkoliózis kapcsán tett megállapítása szerint: „*It seems that this deformity... is produced by unequal muscle pull. This is more often been stated than proved.*” Elmondhatjuk, hogy több mint fél évszázaddal később ez a megállapítás még mindig helytálló.

A megbomlott izomegyensúlyra visszavezethető szkoliózis modell gondolata tehát nem új. Az idetartozó elméletek között azonban két csoportot élesen el kell különíteni: vannak, akik a konvex, és vannak, akik a konkáv oldal izomtúlsúlyát adják meg a szkoliózis okaként. A konvex oldali rotátorok fokozottabb működését alátámasztó irodalom szegényes (181, 185). Mi azonban néhány példát az irodalomból annak ellenére is ide sorolhatónak vélünk, hogy szerzőik épp az ellentétes mechanizmus bizonyítékát látják benne:

1. **Arnd** (139) klasszikus szkoliózis modelljében pl. nyulak féloldali paraspínális izmainak átvágásával idézett elő szkoliózist. A konvexitást ennél a modellenél a nem operált oldal adta. Ennek a kísérleti eredménynek a szerző által adott magyarázata az, hogy az átvágott oldalon létrejövő hegesedés okozza az azonos oldali konkavitást. Véleményünk szerint a műtét mechanikailag kiiktatja az izmokat és azon felül denervál is. Ebben az esetben az operált oldallal szemben az ép oldal izmainak túlműködése is okozhatta a görbület kialakulását.
2. **Žuk** (218) a konvex oldal nagyobb elektromiográfiás potenciálját a gyengült izmok másodlagosan, kompenzatorikus céllal bekövetkező túlműködéseként értékelte. Szerintünk itt is feltételezhető, hogy a szkoliózis okát jelentő elsődleges izomtúlműködéshez társuló nagyobb elektromos tevékenységről van szó.
3. **Sahgal** (185) idiopátiás szkoliózisok paraspínális izombiopsziáiban a konkáv oldalon a gyors izomműködésért felelős II. típusú miofibrillumok mennyiségének csökkenését és a konvex oldalon a mitokondrium szint emelkedését találta. A szerző ugyan nem von le ezekből messzebbmenő következtetéseket, mi azonban a konvex oldali izomzat nagyobb aktivitásának indirekt jeleit véljük felfedezni ebben is.
4. A szkoliózis modellek egy másik csoportja a konvex oldali paraspínális izmok bénulását adja meg a deformitások kialakulásának okaként (135,139). Ez utóbbihoz sorolhatók mind a *miopátiás*, mind a *paralitikus* formák. Véleményünk szerint ezekben az esetekben a bénult izmokban kialakuló kontraktúra is okozhat egy relatív túlműködést, túlhúzást, szintén a konvexitás oldalán. Ugyanakkor megjegyzendő, hogy a paralitikus szkoliózisok nemcsak etiológiájukban, hanem a kialakuló görbületek formájában és azok részleteiben is különböznek az idiopátiás görbületektől.

A másik, sokkal népesebb csoportot azok a szerzők alkotják, akik egyszerűen a konkáv oldali izmok túlműködését vélik a szkoliózis hátterében. Ez a megállapítás kimondatlanul is az irodalomban túlélő „felajzott íj allegóriája” (III/5. ábra), ami nem számol a kóros gerincszakasz szegmentális felépítésével, azt mintegy meghajlított botnak tekinti, így nem szolgál magyarázattal a szegmentális rotációra sem.



III/5. ábra  
Az íj allegóriája szkoliózisban

Néhány szerző azonban vitathatatlanul csökkent izomműködést ír le a konvex oldalon (186,203). Ezt el kell fogadni, még ha ezek a megállapítások nem is illenek be elméletünkbe.

Mindezek ellenére elméletem egyik kiindulási alapja, a kétoldali paraspinalis izomzat eltérő tónusa, ezen belül is a konvex oldali túlvezetés fennállásának elvi lehetősége vitathatatlanak tekinthető (92,107). Vizsgáljuk most meg, mi a helyzet modellünk másik premisszájával, a vállöv és a medenceöv frontális síkba való automatikus beállásával.

Mint korábban már említésre került, minden különösebb tudományos alátámasztás nélkül állíthatjuk, hogy a szkoliózisos betegek, ugyanúgy, mint az egészséges emberek, előre felé tekintenek és mennek, azaz vállövk-nyakuk-fejük, illetve medencéjük nagyjából előre néz, azokat legalábbis igyekeznek a frontális síkban tartani. (Megjegyzendő, hogy bár a frontális sík a nevét a homlokról kapta, pont az ilyen esetek miatt hallgatólagosan inkább az elülső testfelszín síkját értjük rajta.)

Ennek neurofiziológiai magyarázatát az ún. poszturális reflexek adják, amelyek a nyugalmi helyzetéből kimozdított test normálisnak tekintett nyugalmi helyzetének visszaállításáért felelősek (201). A labirintus eredetű, a nyaki és az optikai felegyenesedési reflexek mind szerepet játszanak abban, hogy az előre néző fejünk által meghatározott frontális síkhoz állítjuk be mind a vállövet, mind a medenceövet. Könnyen belátható, hogy az egyenes tartást biztosító poszturális reflexekhez kötött beállítódási mechanizmusok két lábon álló helyzetben csak a felsőtest állásának korrekcióján keresztül tudnak hatni. Ez bizonyítaná hipotézisünk másik kiindulási alapját.

Ha viszont ezek a kiindulási feltételek adottak, fennállnak hipotézisem kritériumai: megbomlott paravertebrális izomegyensúly esetén a poszturális reflexek kompenzáló hatása révén előállhat a rotációs előfeszítettség állapota, ami a felsőtest súlya hatására szkoliózis kialakulásához vezethet.

Természetesen sokkal valószínűbb, hogy nem az egyik oldal bizonyos izmai, hanem globálisan az egyik testfél összes izma relatíve túlműködne. Ha eredeti modellünknel maradunk, akkor megérthető, hogy a hosszú paraspinális izmok egyoldali kóros feszülése a rotátorok túlműködéséhez társulva szintén szerepet játszana a görbületek kialakulásában. A szagittális síkú fiziológiás vagy kóros görbületek az így kialakuló szkoliózis mértékét tovább fokozhatják, illetve jellegét módosíthatják. Ezáltal a rotációra is, a frontális, illetve szagittális síkú ferdulésekre is magyarázatot adna a féloldali izomtúlműködés.

Nem szabad szem elől téveszteni, hogy ez a modell egy (a deformitások szempontjából) egészséges gerincen hoz létre szkoliózist. A szkoliózis evolúciójára azonban éppen a fokozatos progresszió és az ehhez adaptált kóros növekedés (csigolya deformitás aszimmetriával és kisízületi torzulásokkal, kisízületi kontraktúrák, porckorong deformitás) jellemző. Ebben a modellben viszont csak annyira tudnak a csigolyák a kóros irányba elmozdulni, amennyire egy morfológiailag ép struktúra ezt lehetővé teszi. Ez magyarázza, hogy az így kapott szkoliózis a csigolyák elmozdulásait tekintve mindenben megfelel az igaznak, de mértéke mindig limitált. A *processus spinosus*ok konkavitás felé való elhajlása is ezért hiányzik az így nyert görbületből. *In vivo* ez a mechanizmus természetesen kiegészülne a növekedési vagy a degeneratív csontátépülés remodelláló hatásával is, a **Wolff** törvény értelmében. Így válhat később a szkoliózis strukturálissá.

Közismert, hogy ha több elmélet létezik, akkor még vagy nincs meg, vagy épp köztük van az igazi. Az idiopátiás szkoliózis mögé – mint neve is mutatja – még nem tehető bizonyossággal oda az az elmélet, ami végül is egyértelműen és minden részletében leírná azokat a mechanizmusokat, amelyek a görbületek kialakulásához vezetnének. A rotációs előfeszítettség elmélete mindenesetre bekerült azon hipotézisek sorába, amelyek feltehetőleg teljes vagy részigazságot mondanak, és remélhetőleg egy nap segítenek majd a betegség megelőzésének, illetve a jelenleginél hatékonyabb kezelésének kidolgozásában (28,84).

## **IV. A derotáció kritikája a Cotrel-Dubousset szerint végzett műtéti korrekciók során**

- 1. Bevezetés**
- 2. Anyag és módszer**
- 3. Eredmények**
- 4. Megbeszélés**

Az irodalmi közlések alapján a kritikusabb szerzők már az 1990-es évektől kezdték feszegetni a Cotrel-Dubousset (CD) elv alapján korrigált deformitásoknál a derotáció elégtelenségének tényét. Saját negatív tapasztalataim alapján algebrai úton kerestem ugyanennek az okát, majd ily módon sikerült bizonyítanom, hogy az elégtelen derotáció valójában törvényszerűség, végül mindezek alapján bevezettem a „Rotációs egyensúly” fogalmát (57).

#### IV/1. Bevezetés

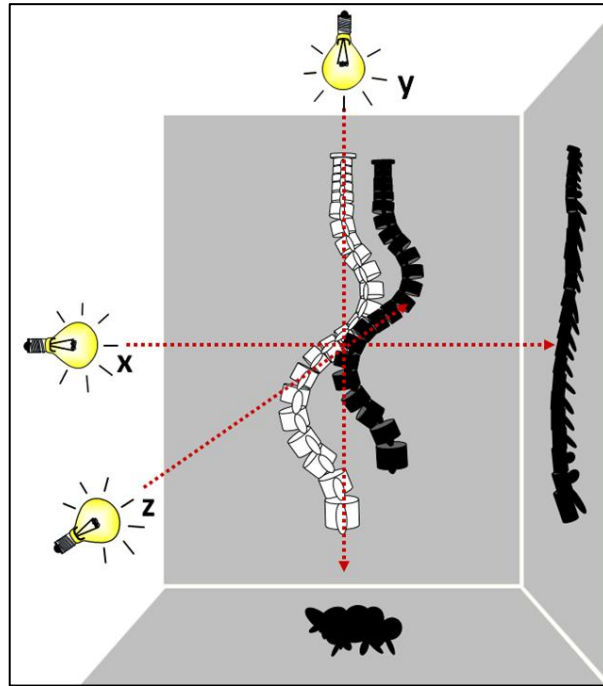
A Cotrel és Dubousset által bevezetett CD elv (15,36) mindamellett, hogy forradalmi újítást jelentett a Harrington módszerhez képest a szkoliózis műtéti kezelésében, a deformitás rotációs komponensének korrekciója tekintetében korántsem bizonyult annyira hatékonnak, mint azt megalkotói hirdették és így követőik jogosan elvárták tőle (39,59,77,97,121).

Ennek feszegetése azonban – mint arról a *Történeti áttekintés* fejezetben már részletesen szó volt – az ún. *Gold-effektus* (190) révén sokáig tabu témának számított. A CD elvnek felróható legnagyobb probléma az, hogy ha a frontális és a szagittális síkban jelentősen csökkentjük a deformitást, és az axiális rotációt nem sikerül arányosan csökkentenünk, akkor a rotációt elméletileg relatíve még fokozzuk is. Ha elfogadjuk, hogy a szkoliózis deformitás egyes komponensei nagyjából időben párhuzamosan alakulnak ki, akkor jobban megértjük, hogy a relatíve fokozott rotáció miért is esik súlyosan a latba.

Mindezek miatt megpróbáltuk algebrai módszerekkel elemezni a szkoliózis deformitást és a CD elvű műtét során fellépő korrekciós erőket, majd mindezek alapján éreztük szükségét a *Rotációs egyensúly* fogalma bevezetésének, aminek létrehozása a korrekció során az egyik megvalósítandó cél lenne.

#### IV/2. Anyag és módszer

Didaktikus megfontolásokból egy típusosnak mondható kettős (torakális jobbra konvex és lumbális balra konvex **Lenke** 3 (20) szkoliózis esetét vettük alapul és annak deformitásait vizsgáltuk. Az egyszerűség kedvéért a síkgeometria módszereit alkalmaztuk: a tér különböző irányokban látható elmozdulásokat a tér három fő síkjára vetítettük (IV/1. ábra).

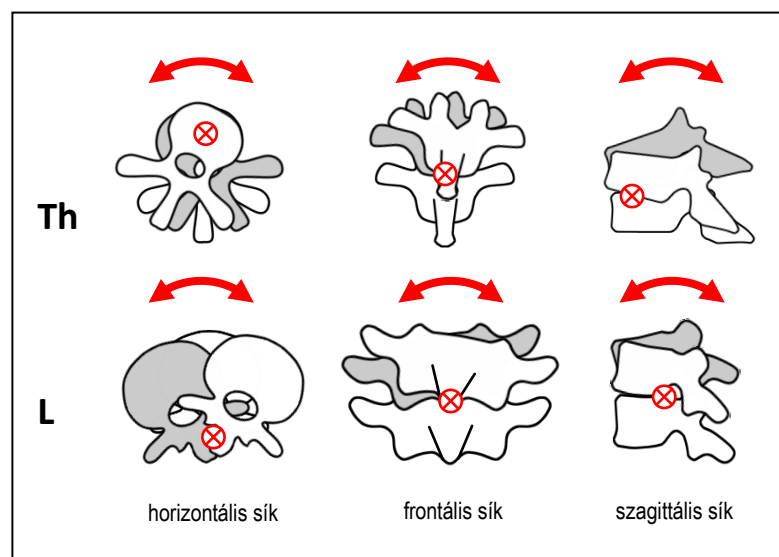


IV/1. ábra

A vizsgált gerincnek a tér három fő síkjára leképzett virtuális vetületei

#### IV/2.1. A szkoliózisos gerincdeformitás vizsgálata

Elemeztük a deformált gerinc globális, és az egyes csigolyák relatív térbeli elmozdulásait. Ez utóbbi esetben az elmozdulásokat a **White** és **Panjabi** (211) által leírt gerinc funkcionális egységekben vizsgáltuk, és ennek megfelelően a vizsgált csigolya elmozdulását annak kaudális szomszéd csigolyájához képest határoztuk meg (IV/2. ábra).



IV/2. ábra

A White és Panjabi-féle gerinc funkcionális egység vázlatos rajza, a lehetséges elmozdulásokkal



## IV/2.2. A műtéti korrekciós manőverek elemzése

Vizsgáltuk az apikális csigolyák vízszintes síkra leképzett vetületeinek elmozdulásait a fiziológias, mint kiindulási helyzethez képest, valamint a korrekciós manőver során létrejövő elmozdulásokat.

## IV/3. Eredmények

### IV/3.1. A szkoliózisos gerincdeformitás vizsgálata

#### **Horizontális sík: globális elmozdulás** (IV/3.a. ábra)

Ebben a vetületben ezzel a megközelítési móddal a kóros szegmentum torzióját írhatjuk le. Egy adott görbületben a torzió iránya mindig azonos. Saját példánkban a háti szakaszon felülnézetben az óramutató járásával megegyező, míg a lumbális görbületben és a disztális kompenzatórikus görbületben ennek iránya mindig az óramutató járásával ellenkező.

#### **Horizontális sík, szegmentális elmozdulások** (IV/3.b. ábra)

Ez az elemzés tulajdonképpen az egyes csigolyák rotációs elmozdulását mutatja be. A rotáció felülnézetben az óramutató járásával ellenkező minden egyes csigolyán, amely a lumbális görbület kaudális fele és a disztális kompenzatórikus görbület képzésében vesz részt, illetve az óramutató járásával azonos a lumbális görbület felső és a torakális görbület alsó felében. A torakális görbület kraniális felében és a kraniális kompenzatórikus görbületben ismét az óramutató járásával ellentétes.

#### **Frontális sík, globális elmozdulások** (IV/3.c. ábra)

Ez a szkoliózisos deformitás legszembetűnőbb komponensének a leírása. A lumbális görbület alsó fele és a disztális kompenzatórikus görbület balra billen, míg a lumbális görbület felső fele és a torakális görbület alsó fele jobbra billen. A torakális görbület felső felében és a kraniális kompenzatórikus görbületben a csigolyák balra billennek.

#### **Frontális sík: szegmentális elmozdulások** (IV/3.d. ábra)

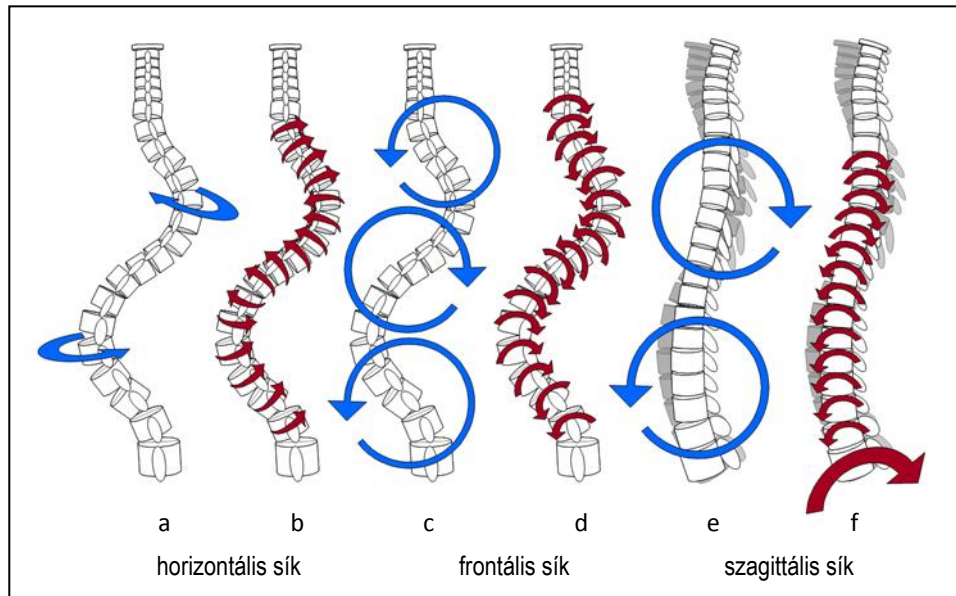
Ez a csigolyák odalirányú elbillenésének a leírása. A disztális kompenzatórikus görbület csigolyái balra billennek, míg a lumbális görbület minden csigolyája az alatta lévőhöz képest jobbra billen. A torakális görbületet alkotó csigolyák ismét balra billennek, végül a kraniális kompenzatorikus görbület csigolyái jobbra billennek.

#### **Szagittális sík: globális elmozdulások** (IV/3.e. ábra)

Ez tulajdonképpen a fiziológiás gerincgörbületek módosulásainak a leírása. A lumbális szakasz előre, a torakális szakasz pedig hátra billen az alsóbb gerincszakaszhoz képest, azaz a lumbális lordózis és a torakális kifózis is csökken.

### Szagittális sík: szegmentális elmozdulások (IV/3.f. ábra)

Ez a szagittális síkú csigolyabillenések leírása. Példánkban a legalsó lumbális csigolyák és a medence hátra billentek, azaz a medence fiziológiás előrebillenése csökkent. A lumbális és az alsó torakális csigolyák előre, míg a torakális felső szakasz csigolyái ismét hátra billennek.

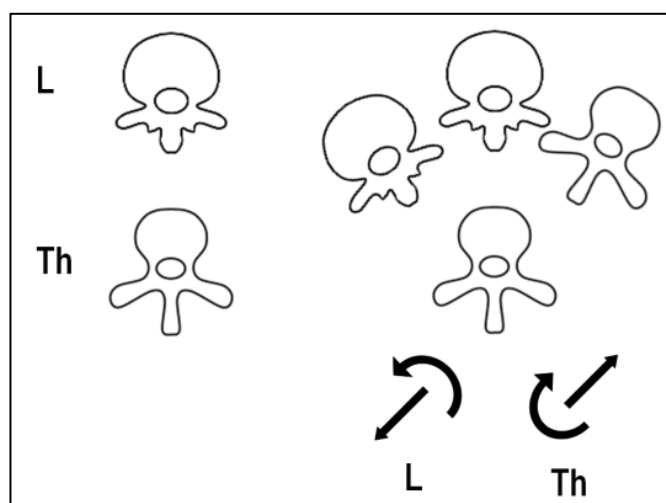


IV/3. ábra

A globális (kék nyíl) és a szegmentális (piros nyíl) elmozdulások szkoliózisban

### IV/3.2. A műtéti korrekciós manőverek elemzése

Sematikusan a IV/4. ábrán látható módon adhatóak meg az előző példában alapul vett kettős görbület esetében az apikális csigolyáknak a horizontális síkra képzett vetületei.

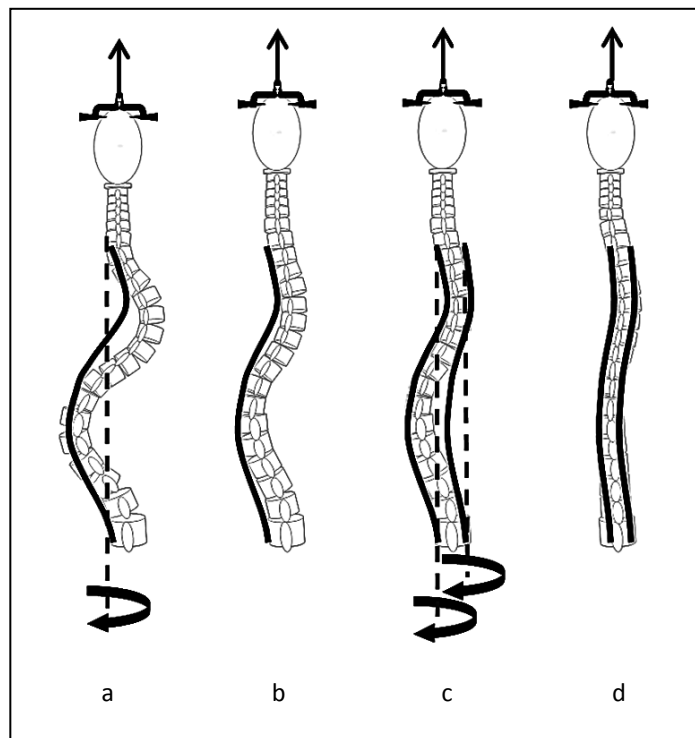


IV/4. ábra

A kettős görbület apikális csigolyáinak elmozdulásai horizontális vetületben

Látható, hogy felülnézetben a lumbális apikális csigolya hátrafelé és balra mozdult el, és az óramutató járásával ellentétes irányban rotálódott, míg a torakális apikális csigolya előre és jobbra mozdult el, és axiális tengelye körül az óramutató járásával azonos irányban rotálódott.

Amikor a korrekciós manővereket imitáltuk, a klasszikus CD instrumentálás lépéseit vettük alapul (IV/5. ábra).



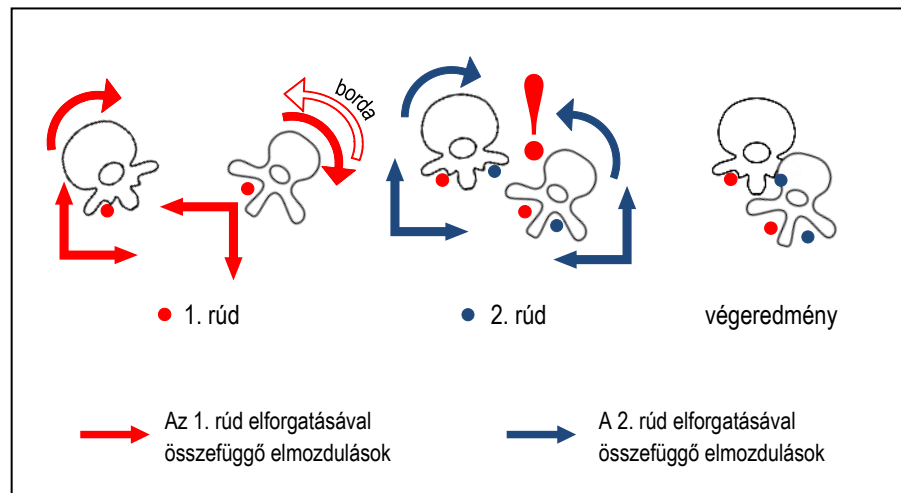
IV/5. ábra

A klasszikus CD korrekció főbb lépései sematikusan, kránio-kaudális húzatás mellett

- kiindulási helyzet, az első meghajlított rúd csatlakoztatása az instrumentált csigolyákhoz a háti konkavitás oldalán
- az első rúd elforgatása utáni helyzet
- a második meghajlított rúd behelyezése a háti konvexitás oldalán, ügyelve arra, hogy a háti szakaszon a gerinc görbületénél kisebb mértékben görbüljön a rúd
- a véglegesített montázs

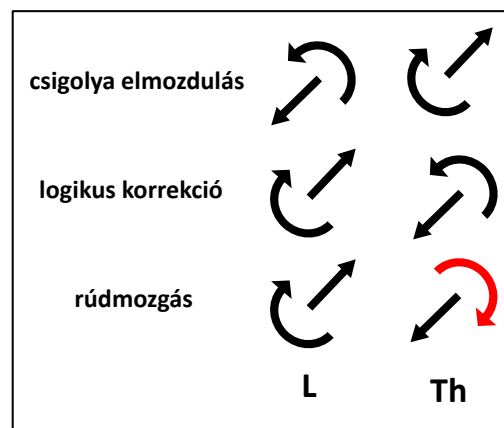
A klasszikus CD elvű műtétek során mindezek a manőverek egy egyidejű kraniális *halo* húzás-láb ellenhúzás helyzetben történnek. Először a torakális konkavitás oldalára, példánkban a gerinc bal oldalára helyezzük fel a megfelelően meghajlított rudat. Ezt az implantátumokkal történt összekapcsolás után teoretikusan 90°-ban, felülnézetből tekintve az óramutató járásával azonos irányban elforgatjuk, még ha ez a mértékű elfordítás a gyakorlatban esetenként nem is valósítható meg. Ezt követően a második rudat a torakális görbület konvexitására, azaz a beteg jobb oldalára helyezzük. Ezt a rudat az előzőnél kevésbé hajlítjuk meg a mellkasi szakaszon. Ezáltal a torakális szakaszon a rúd direkt nyomásával további derotáló hatást fejt ki az apikális szakasz csigolyáira.

Az apikális csigolyák elmozdulásainak és a korrigáló rudak mozgásának horizontális vetülete érdekes tanulságokkal szolgál (IV/6. ábra).



IV/6. ábra  
A klasszikus CD korrekció során létrejövő rúd- és csigolyamozgások az apikális csigolyák viszonylatában

A geometriai elemzésből megállapítható, hogy a torakális szakaszon egy kettős görbület esetén a görbület korrekciójához szükséges logikus korrekciós rúdmozgás és a rudak által megvalósított mozgások éppen ellentétesek (IV/7. ábra).



IV/7. ábra  
A logikus és a valós korrekció ellentmondása a CD elv alkalmazása során

#### IV/4. Megbeszélés

Mindmáig tisztázatlan, hogy a görbületet alkotó csigolyák deformitása idiopátiás szkoliózis esetében elsődleges vagy másodlagos. Görbületanalízisünk mindenesetre azt sugallja, hogy másodlagos. Feltételezésünk szerint a normál csigolyáktól alakilag annyira térnek el, hogy a megváltozott alakú gerincben is eleget tehessenek különböző egyidejű funkcióiknak (támasz-

tó szerep, gerincvelő védelem, gerinccsatorna és intervertebrális *foramen* képzés, mozgékonyosság stb.).

Ugyanilyen alapon a *discus*ok deformitásai is másodlagosnak tekinthetők, amelyek a megváltozott intervertebrális réseket kitöltik és mintegy „elsimítják” a csigolyák közötti szöglet-töréseket.

A fenti elemzés során mindhárom síkban csak a rotációs mozgásokkal és elmozdulásokkal foglalkoztunk. Bár jól ismert a csigolyák longitudinális és szagittális lineáris elmozdulási tendenciája is, ezek mértéke és szerepe a szkoliózis deformitás kialakulásában elhanyagolható.

A térbeli helymeghatározás nehézségei miatt minden egyes csigolya elmozdulását a szomszédos csigolyához képest határoztuk meg. Tekintettel a felegyenesedett testhelyzetre, úgy gondoltuk, hogy célszerű minden csigolya elmozdulását az alatta levőhöz képest definiálni.

Visszaulva a IV/7. ábrára, amikor „derotálunk”, a torakális szakaszon a célszerű rotációval épp ellentétes irányú rotációt végzünk. Valójában nincs ebben semmi meglepő, hisz hogyan is várhatnánk el egy monoblokk rúdtól, hogy egy két szakaszán két különböző irányba csavarodott struktúrát mindkét szakaszán logikusan kövessen a korrekció irányában? **Cotrel** és **Dubousset** hangsúlyozzák a háti konkavitás oldalára elsőként behelyezett rúd fontosságát (36). Látni kell, hogy az ún. derotáció során, amikor az első rúd elfordul, az a szagittális síkban megfeszíti a mellkast. Véleményem szerint a remélt derotációt legfőképp a szalagok, izmok és bordák valósítják meg, amelyek egy pányvaszerű hatást fejtenek ki a korrekció során medializált és hátrafelé elmozdított csigolyákra.

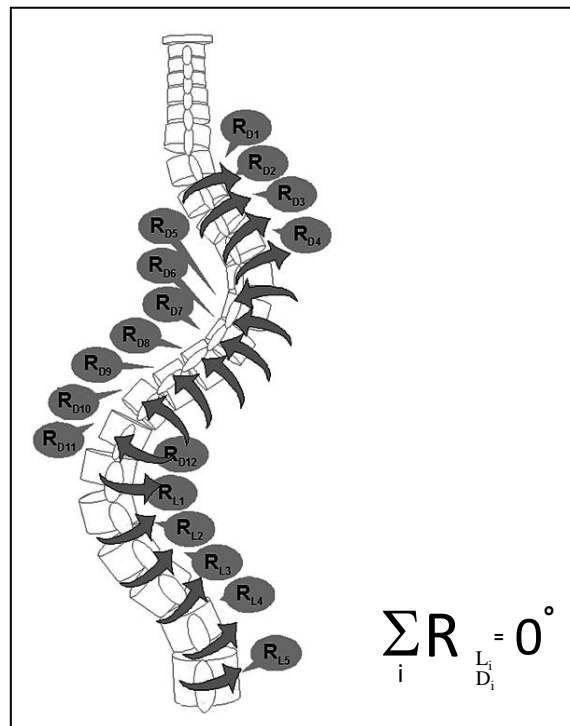
A létrejövő derotáció további feltétele, hogy a horgok és a rúd között szabadon menjen végbe az elfordulás. Ha a rúd megszorul a horgokban, az ellentétes irányú elfordulás korlátozott vagy teljesen akadályozott lehet. Ez utóbbi akár a kóros csigolyarotáció fokozódásához is vezethet. A második rudat, mint láttuk, ajánlják kevésbé meghajlítani a torakális szakaszon. Ezáltal az így megfeszített gerincet az első rúd, mint forgástengely körül képes valóban a helyes irányba, a valódi derotáció irányában elforgatni torakálisan (36).

A lumbális szakaszon a rudak a derotációhoz szükséges megfelelő irányban fordulnak el.

Könnyű belátni, hogy a fokozatosan kialakuló szkoliózisos görbület korrekciójának legbiztonságosabb módja, ha a csigolyák az elmozdulás útvonalát követve és mindhárom síkba eső komponensüket tekintve, arányosan és fokozatosan térnek vissza a fiziológiás helyzetbe (112).

Ha a frontális és szagittális síkú elmozdulásokat a horizontális síkú elmozdulások nem szinkronban követik, hanem attól elmaradnak, akkor a rotációt relatíve növeljük is. Szélsőséges esetben ez veszélyes helyzetet teremthet a gerincvelő, az idegyökök és a gerincvelői szegmentális erek számára.

Mindezek alapján érdekesnek tartottam a horizontális síkú korrekció hatékonyságának megítélésére a *Rotációs egyensúly* fogalmának bevezetését, ami a rotációs vektorok geometriai összegzéséből számítható ki (IV/8. ábra).



IV/8. ábra

A Rotációs egyensúly geometriai kritériuma

Sajnálatos módon, a szkoliózis gerinc egyes csigolyái rotációs helyzetének megítélésére nem rendelkezünk objektív, egyszerű és könnyen hozzáférhető módszerrel. Az irodalomból ismert ugyan **Cobb** (34), **Nash és Moe** (162), **Pedriolle** (173), **Mehta** (151) és **Aaro** (1) módszere, azonban ezek kevésbé terjedtek el. A CT felvételek (1,11) rutinszerű bevezetése a sugárterhelés miatt nem indokolt, így mind a mai napig a rotáció klinikai megnyilvánulása: torakálisan a bordapúp, illetve lumbálisan a paravertebrális izomtömeg előemelkedése ad leginkább információt a rotáció mértékéről. Attól még azonban a rotáció jelensége nagyon is létezik és objektív mérhetőség hiányában szükséges is, hogy ezt mindig szem előtt tartsuk.

Áttörést jelenthet az ún. *Extended Orthopaedic System* (továbbiakban EOS) 2D/3D röntgentechnika, amelyre alapozva **Illés** bevezette a csigolyavektor fogalmát (104,105). Az EOS technika szélesebb körű elterjedésére azonban még várni kell, addig tehát marad kinek-kinek az eddigi módszerek közül a leginkább bevált rotációbecslés.

## **V. A CAB horgok kifejlesztésének története és az implantátum jelenlegi formája**

- 1. Bevezetés**
- 2. A CAB horgok kialakulásának története**
  - JBS-CAB**
  - Eurosurgical-CAB**
  - Sanatmetal-CAB**

Az általam kifejlesztett implantátum számos kísérleti modellen, majd prototípuson keresztül jutott el jelenlegi formájáig. Fejlesztő munkámat egyedül kezdtem, majd összesen három céggel (*JBS*, Sainte-Savine, France; *Eurosurgical*, Beaurains, France; *Sanatmetal*, Eger) álltam egymást követően szakmai együttműködésben. Franciaországi eredetéből következően az implantátum a *Crochets à Appui Bilatéral* (= két oldalon támaszkodó horgok, rövidítve *CAB*) nevet kapta. Mivel ez a név jól rámutat az alapkoncepció lényegére, a különböző együttműködések során a nevet változtatlanul fenntartottuk (46,47,50,52,53,54).

## V/1. Bevezetés

A fejlesztő munka során egészen napjainkig csak mint egy lehetséges kiegészítő implantátumként tekintettünk a *CAB* horogra. Ezen sorok írása idején fejeződött be az a fejlesztő munka, amelynek célja egy olyan univerzális, letisztult formavilágú szkoliózis implantátum rendszer létrehozása volt, amely a *CAB* horgot és a klasszikus *CD* elvű gerincimplantátumokat csereszabatosan ötvözi.

Ebben a fejezetben a *CAB* horog megalkotásának gondolatához vezető utat, majd a koncepció fejlődésének főbb lépéseit ismertetem, végül bemutatásra kerül a jelenleg használatos implantátum kialakítása.

## V/2. A CAB horgok kialakulásának története

Mint az eddigiekből kitűnik, adott volt egy világszerte éltetett új módszer, amellyel a világ számos pontján sorra történtek a minden korábbinál jobban korrigáló szkoliózis műtétek, ugyanakkor feltámadt bennem a kétely a módszer bizonyos részleteit illetően, amit adott szituációban még megosztani sem volt kivel. Úgy gondoltam, hogy az igazán hatékony korrekció megvalósításának egyik megközelítési módja lehetne, ha a *Rotációs előfeszítettség* modellje szerinti túl húzó izmok hatásvektorainak ellentettjét véve korrigálnánk a szkoliózisos görbületet. Mivel azonban ebben a modellben az egyoldali paravertebrális izomzat túlműködése mellett a testbeállítódási mechanizmusok révén még számos aszimmetrikus izomfeszülés megjelenik, hamar rájöttem, hogy önmagában ez az eljárás nem lenne elegendő. A görbületek analízise vitt közelebb céloim megvalósításához. Ezek alapján olyan implantátumformát kerestem, amely egyrészt a csigolya határozott megragadását teszi lehetővé, másrészt jó rögzülése mellett az adott csigolyát a tér három fő síkjában célszerűen képes elmozdítani, ezáltal hatékony térbeli korrekciót lehet tőle remélni.

### V/2.1. A JBS-CAB

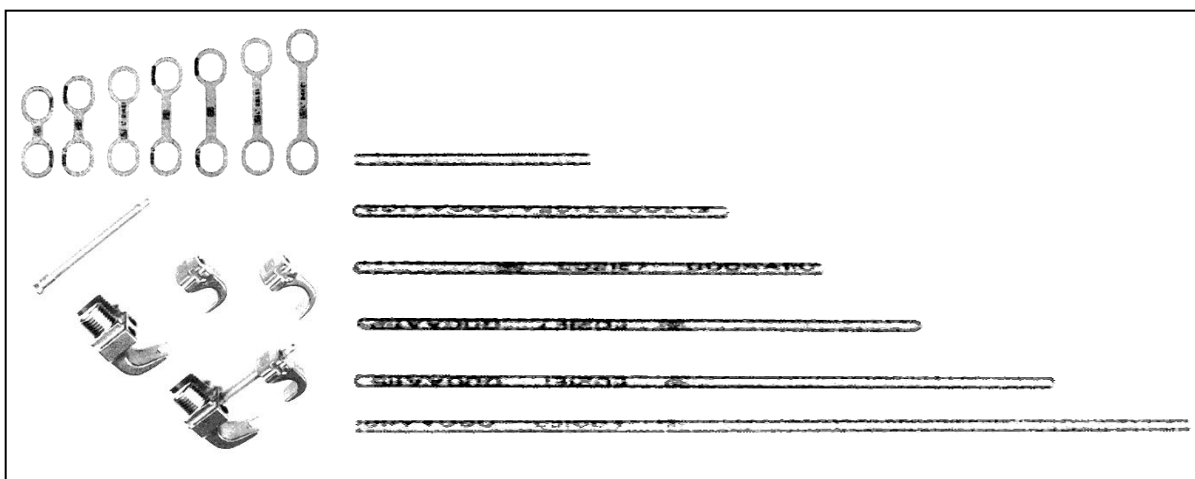
Az első *CAB* horog kiindulási geometriája teljesen egyszerű, patkó alakú, melynek mindkét vége horgokban végződik. A horogvégződés alakja és helyzete alapján három különböző formája különböztethető meg, a jobbos, a balos és a szimmetrikus (V/1. ábra).





V/1. ábra  
Az első kísérleti CAB modellek

Ezekkel a kezdetleges modellekkel kerestem fel a *JBS* céget, és ennek a modellnek a gyári fejlesztését indítottuk meg közösen. Ők ekkor a *Spine System*<sup>®</sup> rendszert gyártották a szkoliózis korrekciójára (V/2. ábra).



V/2. ábra  
A *Spine System*<sup>®</sup> lényegesebb implantátumai

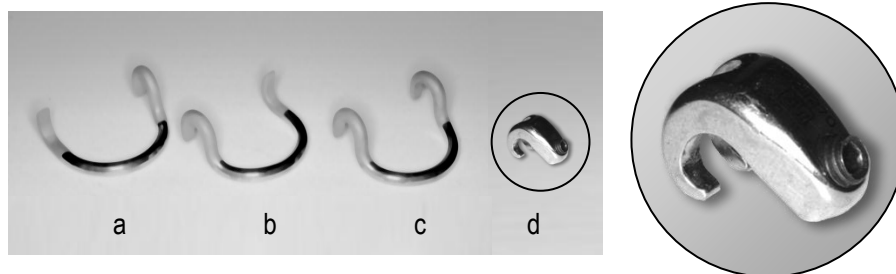
A *Spine System*<sup>®</sup> (112) tipikusan a második generációs *CD* elvű implantátumok közé tartozik. Ez azt jelenti, hogy nem a *CD* rendszer szolgai lemásolásával született, hanem annak egyszerűsített, hatékonyabbá tett és korszerűbb változata volt. A *CD* alapvető horgtípusait megtartva, azokat formájukban, alaki variációikban, rögzítési módjukban és kezelhetőségükben lényegesen leegyszerűsítette. Alapanyaga titán ( $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$  ELI). A hosszanti rudak durva érdesítéssel készültek, átmérőjük 5,5 mm volt. Ekkorra már nyolc év nemzetközi gyakorlata igazolta mindezen műszaki módosítások létjogosultságát. Ehhez a rendszerhez adaptáltuk a *JBS-CAB* horgot.

Az elképzelés az volt, hogy a *CD* műtét többi implantátumához hasonlóan kelljen behelyezni ezeket a horgokat is, majd ezt kövesse a *Spine System*<sup>®</sup> hosszanti rúdjaához való csatlakoztatás.

Az első szériában gyártott JBS-CAB horog geometriája megőrizte az általam javasoltakat. Alakját alapvetően középső patkó alakú összekötő része határozta meg, ami mindkét végén horogban végződött. A horgoknak kétféle kampó lehetett a végén, amelyek U, illetve J alakúak voltak és a *processus transversus* tövén megtámaszkodva a *costotransversalis* részen helyezkedtek el. Három alakban léteztek: szimmetrikus (mindkét végén U alakú kampóval), aszimmetrikus jobbos és balos horog (egyik végükön J a másikon ellentétes irányban álló U kampóval) (V/3a.,b.,c. ábra). A valós kétoldali megtámaszkodás érdekében a JBS-CAB két végén a kampók külső és belső méretei a *processus transversus* átmérőjéhez, illetve a *costotransversalis* részhez lettek adaptálva.

A prototípusok hajlítással készültek, 5 mm átmérőjű titán rúdból. Mindhárom fajta horog 3-3 méretben állt rendelkezésre. Ezek között az egyetlen különbség az ív alakú rész rádiuszában volt, így a méretbeli különbséget alapvetően a horogvégek egymástól mért távolsága jelentette.

A JBS-CAB két hosszanti rúddal való kapcsolatát egy külön összekötő elemmel biztosítottuk. A rögzítést úgy próbáltuk megoldani, hogy az erre a célra szolgáló idom a lehető legegyszerűbb, tehát: könnyen behelyezhető, egy csavarral hatékonyan rögzíthető, valamint a lehető legkevésbé voluminózus legyen és a rögzítésben ne jelentsen problémát a CAB ívelt alakja és hengerded keresztmetszete. Így alakult ki a két síkban 3-3, egy síkban 2 pontos támaszkodást biztosító összekötő elem, az ún. *bloqueur* (V/3.d. ábra)

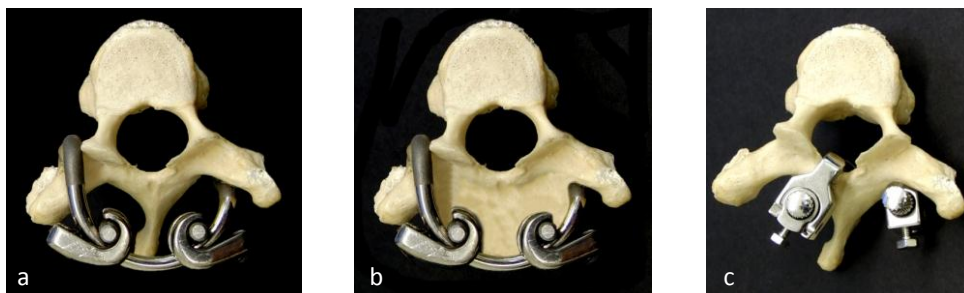


V/3. ábra

CAB horog három formája és a *bloqueur*

- a. jobbos CAB
- b. balos CAB
- c. szimmetrikus CAB
- d. az összekötő idom, a *bloqueur*  
méretarányosan, illetve kinagyítva

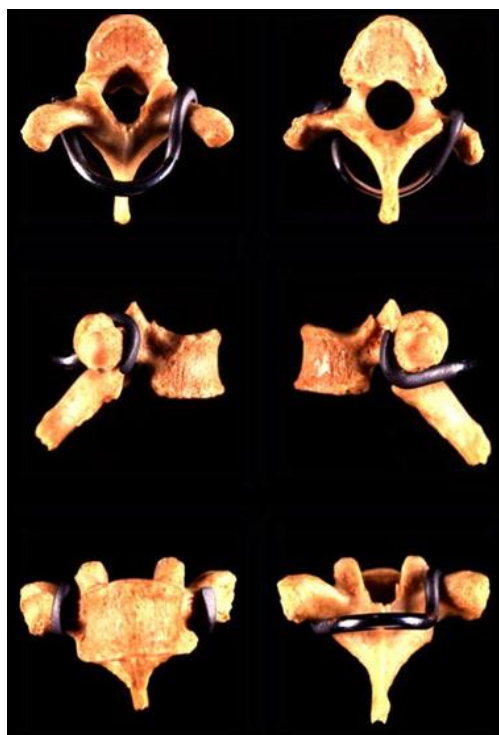
További előnyt ígért a CAB horog a CD elvű implantátumokhoz képest azáltal, hogy a csigolya hátsó felszíne és a horog ívelt összekötő része között folyamatos graft kialakítására lehetőséget biztosító teret hagyott (V/4a., b. ábra), mivel itt nem voltak a folytonosságot megszakító horogtestek, mint a hátsó laminára fekvő CD implantátumok esetén (V/4c. ábra).



V/4. ábra

- a. A JBS-CAB és a *lamina* közötti tér, ami folytonos graft kialakítását tette lehetővé
- b. A folytonos graft imitációja
- c. A CD implantátumok voluminózus teste mintegy felszabdálja a folyamatos graftot, számos helyen meggyengítve azt (baloldalon *supralaminaris*, jobboldalon *pedunculus* horog)

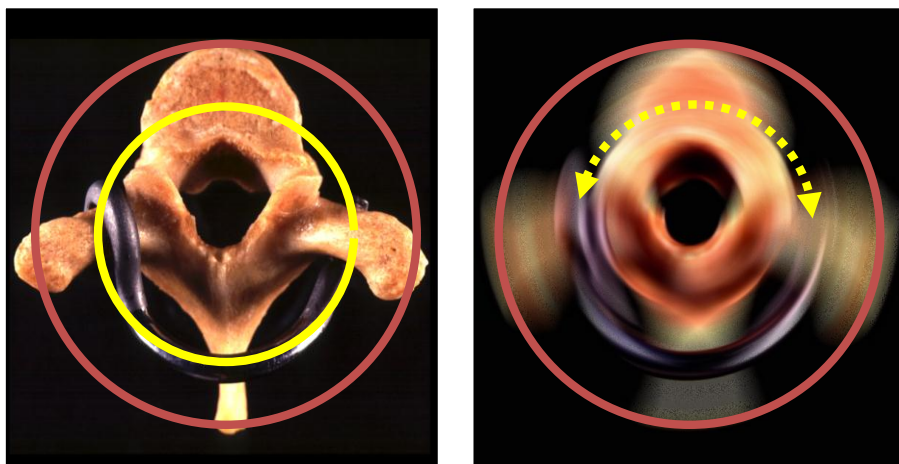
Fontos szempont volt, hogy a kóros görbületek korrekciója során minél kisebbek legyenek a helyi erőbehatások a csigolyákon. Így esett lehorgonyzási pontként a választás a *processus transversus* tövére (V/5. ábra).



V/5. ábra

A jobbos JBS-CAB horog lehorgonyzási pontjai egy háti csigolyán

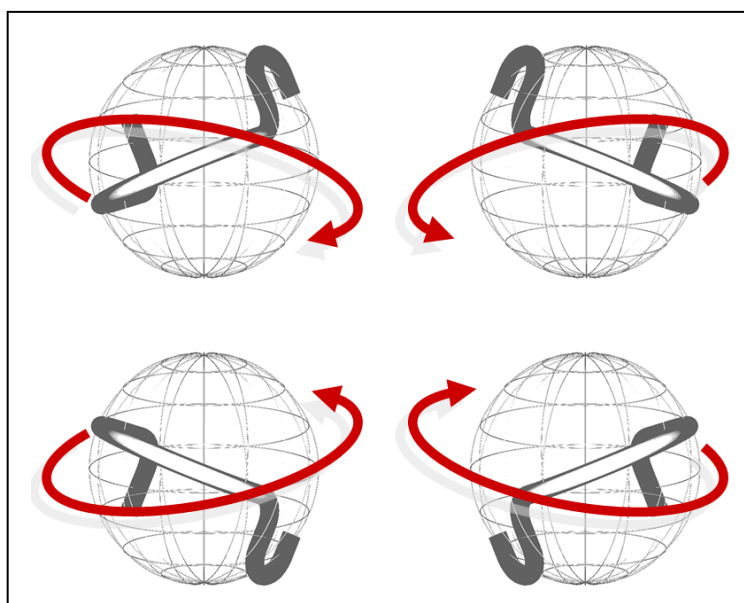
Egyrészt ez a lehorgonyzás megfelelő ellenállást ígért a horog egyidejűleg több irányba ható nyomásával szemben, másrészt ezzel a csigolya rotációs középpontjától a lehető legtávolabb kerültek a támadási pontok, ezáltal a lehetséges legnagyobbra növelve az egyes csigolyákra ható forgatónyomatékokat. További előnyként jelentkezett, hogy a CAB horog ív alakú összekötő része koncentrikus a gerinccsatornával, aminek jelentőségét a II. fejezet tanulmányai után nem szükséges külön hangsúlyozni (V/6. ábra).



V/6. ábra

A CAB horog és a gerinccsatorna koncentricitásának érzékeltetése

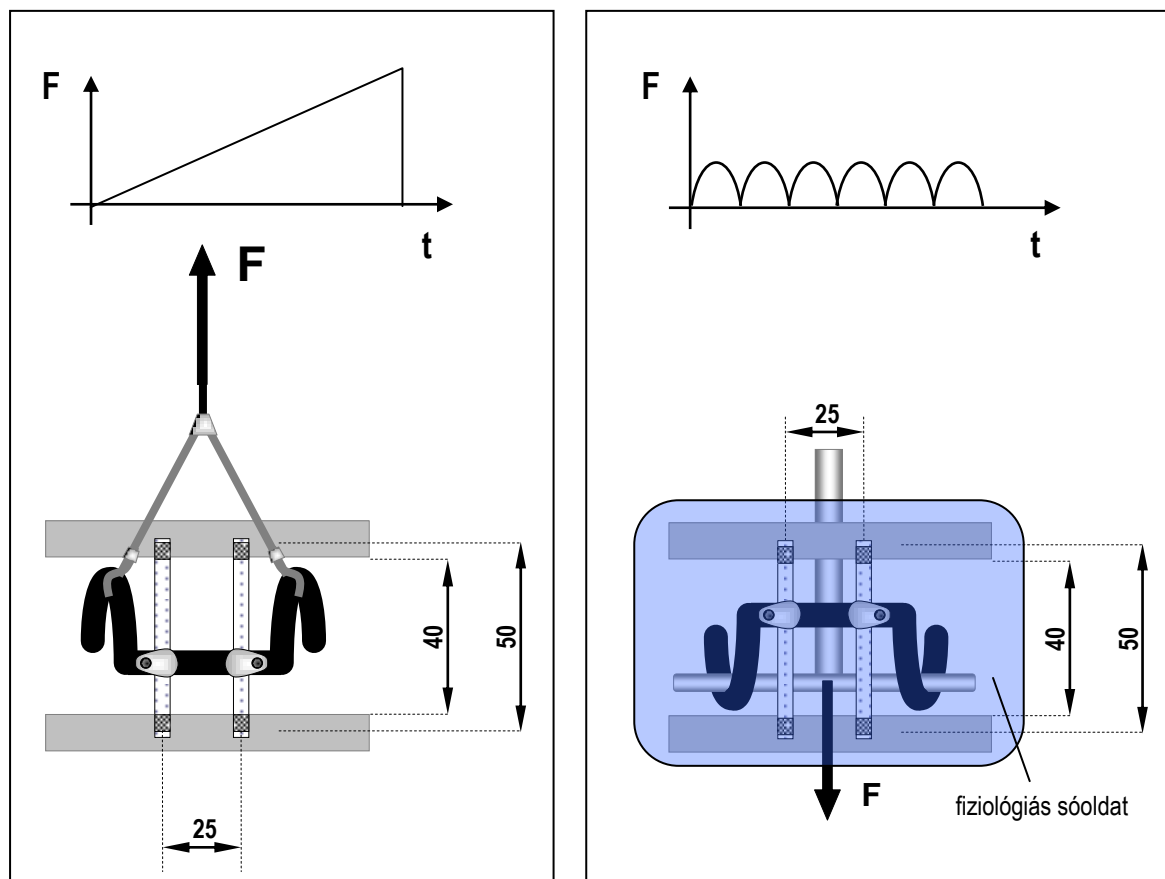
Eredeti elképzeléseink szerint az aszimmetrikus jobbos és balos *JBS-CAB* alapvetően a szkoliózis deformitás korrekciójára szolgált, míg a szimmetrikus *JBS-CAB*-ok a végcsigolyák lehorgonyzására, a zárócsigolyák harapófogó-szerű megfogására, illetve szagittális korrekcióra készültek. A szkoliózis görbületet korrigáló hatás záloga a *CAB* horgokban rejlő kombinált korrekciós lehetőség (V/7. ábra).



V/7. ábra

Az aszimmetrikus *CAB*-okkal közvetíthető kombinált korrekciós mozdulatok eredői

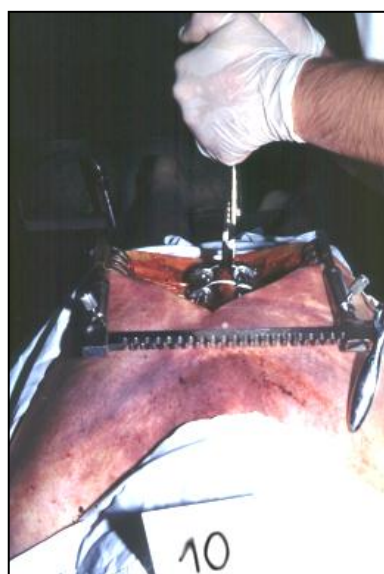
A prototípusokat számos vizsgálatnak vetettük alá. A rúd-horog kapcsolat statikus vizsgálatát a londoni *Royal Veterinary College* Biomechanikai Laboratóriumában végeztük el. A dinamikus vizsgálatok a párizsi *Laboratoire National d'Essais* orvostechnikai részlegén történtek,  $5 \times 10^6$  ciklussal. A mérési körülményeket az V/8. ábra mutatja.



V/8. ábra

- a. A statikus mérés vizsgálati körülményei
- b. A dinamikus mérés vizsgálati körülményei

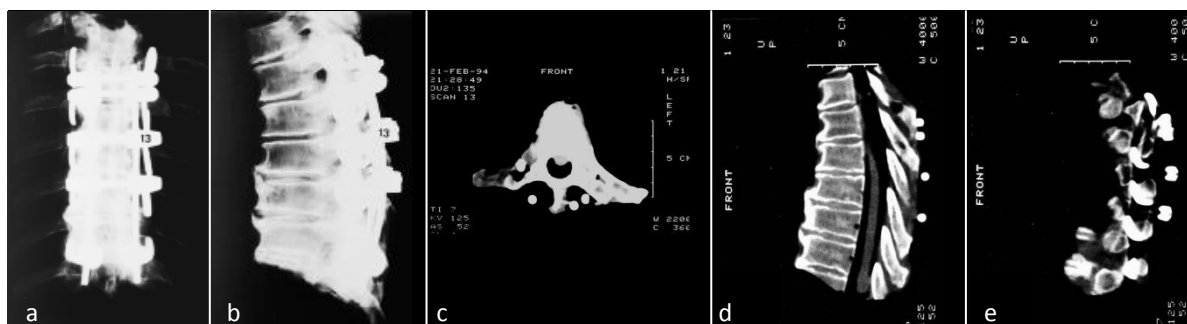
A horgok illeszkedésének és kezelhetőségének vizsgálatára boncolósos kísérleteket végeztünk (V/9. ábra) (50).



V/9. ábra

A beültetett CAB horog helyzeti stabilitásának és a csigolya teherbírásának bonctermi vizsgálata  
(A behelyezett CAB horgokkal a tetem felemelhető a boncasztalról)

A tetemből eltávolított instrumentált gerincszakaszokról röntgen és CT felvételeket készítettünk (V/10. ábra), végül finom preparálással a horog viszonyát vizsgáltuk a gerinccsatornával, ideggyökökkel és erekkel összefüggésben.

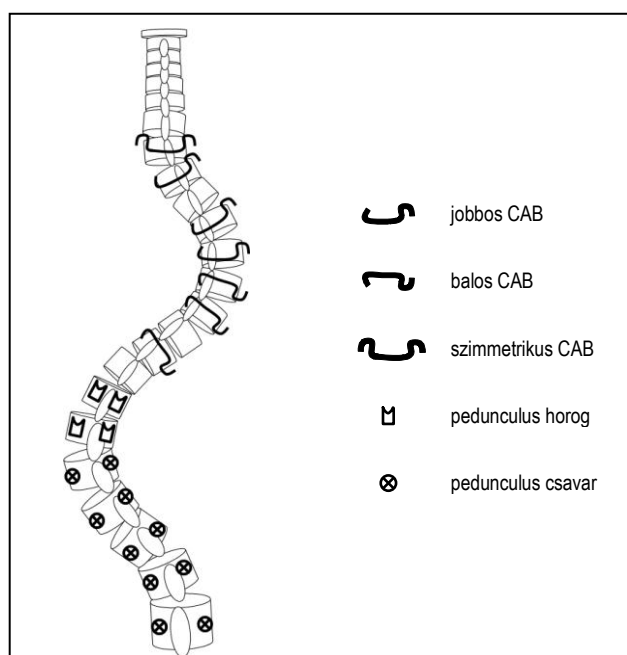


V/10. ábra

Az instrumentált gerincszakasz

- a. a-p irányú rtg felvétel
- b. oldalirányú rtg felvétel
- c. axiális CT felvétel
- d. median-szagittális CT felvétel
- e. paramedián-szagittális CT felvétel

Mindezen eredmények és tapasztalások birtokában kidolgoztuk a JBS-CAB horgokkal végzett instrumentálás sémáját, ami egyértelmű műtéti tervezést tett lehetővé (V/11. ábra).

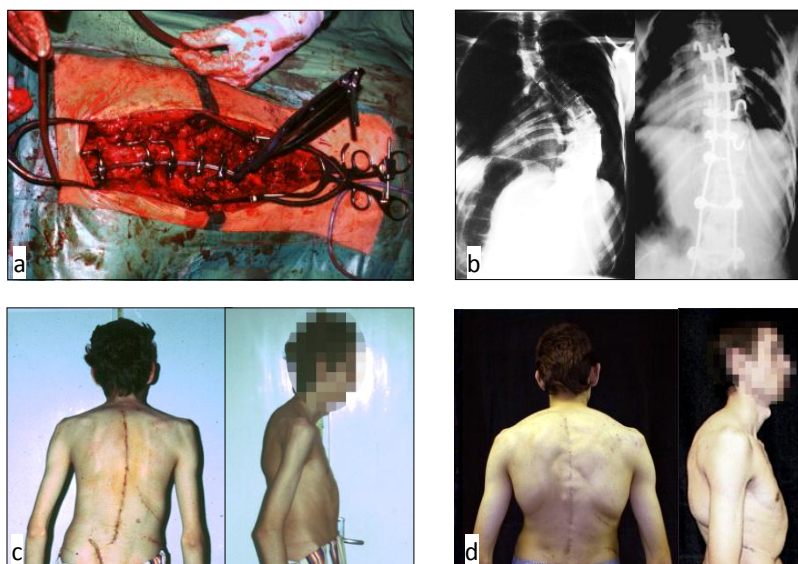


V/11. ábra

A műtéti instrumentálás sémája JBS-CAB horgok alkalmazása esetén

Végül 1996. július 8. és 18. között három műtét során megtörténtek az első klinikai alkalmazások a Budapesti Szent-János Kórház Ortopéd és Traumatológia Osztályán **Fekete Zsolt** és **Soós Pál** kollégákkal. Mindegyik esetben JBS-CAB horgokat és Spine System® implantátumokat alkalmaztunk (V/12. ábra) (46,47).





V/12. ábra

Az első klinikai eset

- a. intraoperatív felvétel
- b. préoperatív és posztoperatív a-p rtg felvételek
- c. közvetlenül a műtét után készült fénykép
- d. 4 évvel a műtét után készült fénykép

A JBS-CAB horgok eredményeit csak nagy vonalakban mutattam be, mivel ezek az ötlet evolúciójában már csak a történeti hűség szempontjából fontosak. Mindezeket az eredményeket egyébként az 1999-ben védett Ph.D. dolgozatomban részletesen tárgyalom.

### V/2.2. A Eurosurgical-CAB

A kezdeti ígéretes eredményeket követően tulajdonosváltás miatt az ipari együttműködésem évekre leállt. Ezalatt az idő alatt azonban önerőből további fejlesztéseket hajtottam végre az implantátumon. Az új formai kialakításnál mind a gyártói, mind a felhasználói oldalon egyszerűsítésekre törekedtem. A gyártás tekintetében egy olyan alakzatot képzeltem el, amely egy síkra kiteríthető, azaz egy lemezből kivágható az implantátum, és ennek meghajlításaival nyeri el végleges formáját (V/13. ábra).

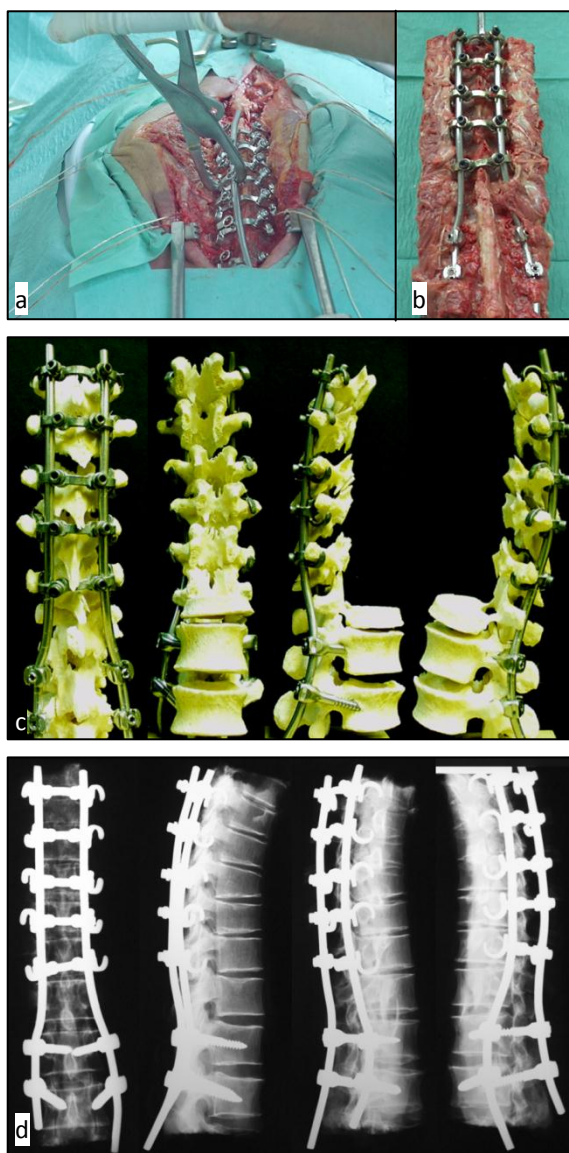


V/13. ábra

A módosított CAB

- a. prototípus előgyártmány vázlat
- b. prototípus előgyártmány
- c. balos CAB horog prototípus, a későbbi Eurosurgical-CAB előgyártmánya

Ebben az időben az akkori DE OEC Ortopédiai Klinikáján a *Eurosurgical* SCS rendszere volt használatos. Mivel ez az implantátum acélból készült és 6 mm átmérőjű rúd tartozott hozzá, a továbbfejlesztett *Eurosurgical-CAB* horgok is ennek megfelelően lettek kialakítva. A felhasználó számára a módosítások lényege az volt, hogy az új kialakítás szükségtelenné tett mindenféle kiegészítő rögzítő implantátumot, abba gyakorlatilag inkorporálva volt a rúdhoz való rögzíthetőség. Végül a *Eurosurgical* felkarolta a témát és közösen készítettük el az új implantátumot. A *Eurosurgical-CAB* horgok a boncolásos kísérletek során nagyon jól bizonyították mind a könnyű kezelhetőségüket, mind a hatékony korrekciós képességüket (V/14. ábra).



V/14. ábra

- a. *Eurosurgical-CAB* kadáverbe történő beültetése
- b. Az eltávolított instrumentált szakasz
- c. Macerált készítmény az instrumentált gerincszakaszból
- d. 4 irányú rtg felvétel az instrumentált gerincszakaszból



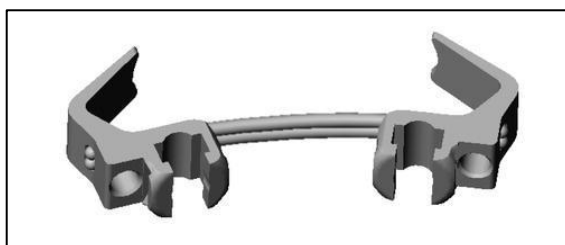
Miután meggyőződünk az implantátum könnyű beültethetőségéről és kezelhetőségéről, meg szeretnénk volna vizsgálni annak korrekciós képességét is. A szkoliózis tetemek nagy ritkasága miatt egy fordított logikában dolgoztunk. Azt mondtuk, hogy ha szkoliózisos gerinceket tudunk korrigálni az implantátummal, akkor ennek az ellenkezőjét is kell, hogy tudja az implantátum azonos hatékonysággal, azaz megfelelő mobilitású gerinceken szkoliózisos görbületet kell tudnunk kialakítani vele (V/15. ábra).



V/15. ábra

A Eurosurgeal-CAB implantátummal kialakított  
szkoliózisos görbület macerált készítményen

Az új modell terméké alakítása során azonban technikai nehézségek adódtak. Egyrészt a mérnökök nem tudtak megbirkózni a kis rádiuszú hajlítások nagyüzemi megvalósításával, másrészt nem találták meg a módját, hogy ezzel a formai kialakítással megfelelő szorítóerőt lehessen elérni a hosszanti rúd és a horog között. Így ez a kollaboráció a megvalósíthatatlanság okán abbamaradt. Később a Eurosurgeal újra elővette saját koncepciómat – a két oldalon támaszkodó horgok ötletét – és egy másik munkacsoporttal egy olyan implantátumot tervezett, amely a két pedunculus oldalán támaszkodik (V/16. ábra) (13,14,194). Mindamellett klinikai eredményekről még nem történt közlés.

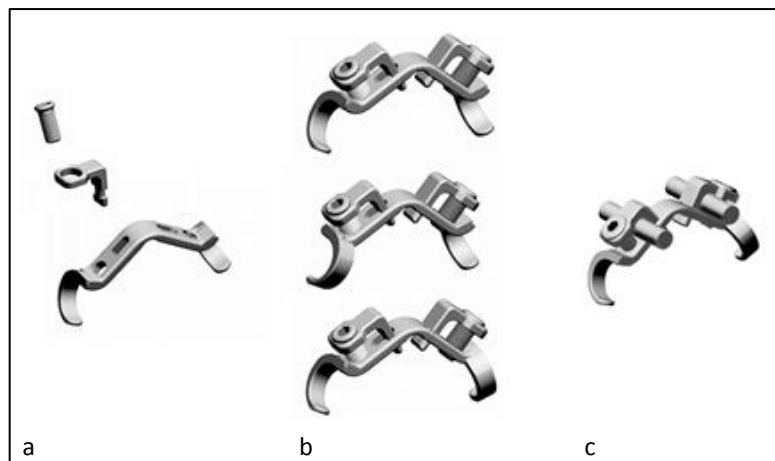


V/16. ábra

A Eurosurgeal "Bipedicular Spinal Fixation device (BSF)" implantátuma

### V/2.3. A Sanatmetal-CAB

A koncepciót egy újabb gyártói együttműködés keretében sikerült tökéletesíteni. A *Sanatmetal Kft.* (Eger) mérnökeivel a monoblokk implantátumot szerkezetileg megbontottuk és egy általunk kilincsnek nevezett segédimplantátummal végül megoldást találtunk a megfelelő horog-rúd kapcsolati szorítóerő problémájára. A kilincset a horogtestbe kis hosszanti nyíláson lehet beakasztani, majd 90°elforgatás után egy csavar behelyezésével a rúdra az mintegy ráhúzzható (V/17. ábra).



V/17. ábra

#### A Sanatmetal-CAB implantátum

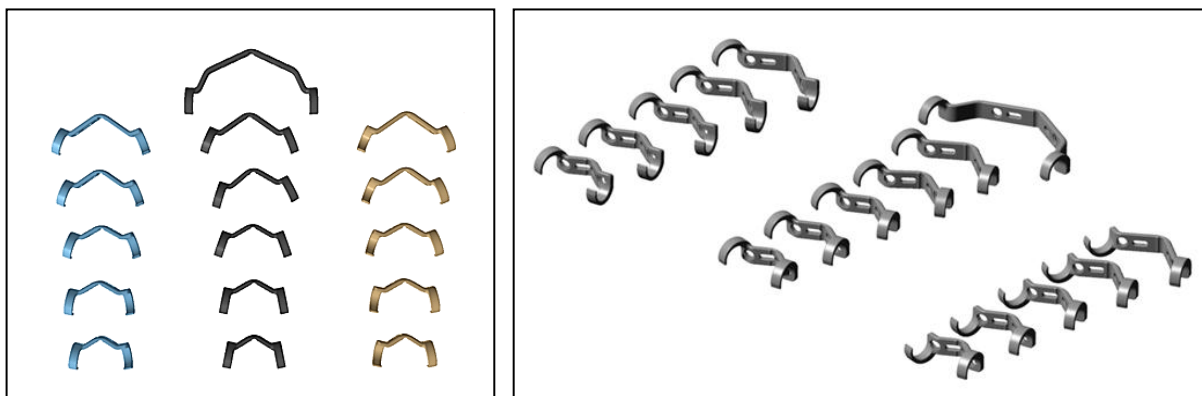
- a. a CAB horog, a kilincs és az azokat összekötő csavar
- b. a kilincsekkel felszerelt *Sanatmetal-CAB* horog három alaki variációban
- c. a hosszanti rudakkal összeszerelt *Sanatmetal-CAB* horog

A *Sanatmetal-CAB* implantátummal ismét megtörténtek a szükséges kadáver beültetések, illetve elvégeztük a megfelelő mechanikai vizsgálatokat az *ASTM (American Society for Testing and Materials) F1798* szabvány (12) előírásainak megfelelően (2. melléklet).

Elkészültek a szükséges speciális beültető eszközök is, amelyek kis száma az implantátum egyszerűségét mutatja és gyakorlati használatának könnyű bevezethetőségét ígéri (lásd VII. fejezet).

A klinikai alkalmazás során ismertük fel, hogy válogatott esetekben olyan fejlett oldalsó nyúlványok vannak az ágyéki csigolyákon is, hogy azok tövén is sikeresen alkalmazhatónak bizonyult a *Sanatmetal-CAB*. Itt jegyezném meg, hogy a hétköznapi nyelvhasználatban az ágyéki csigolyák *processus transversus*ának nevezett, a mi szempontunkból azzal analógnak nevezhető nyúlvány a hivatalos nomenklatura szerint *processus costarius* (110)! A *processus costarius*ok azonban sokszor a *lamina* síkjához képest igen mélyen ülnek, ezért azokra egy kissé módosított alakú implantátumot kellett terveznünk. A teljes készlet jelenleg az eredeti implantátumalak megőrzése mellett közelebb és távolabb ülő horogvégekkel öt méretből áll, amelyek készülnek jobbos, balos és szimmetrikus formában is. Az előbb említett, a lumbális

csigolyákra készült elongált forma jelenleg még csak szimmetrikus változatban került gyártásra. Így mindösszesen 16 féle horogból áll a készlet (V/18. ábra).



V/18. ábra

A teljes *Sanatmetal-CAB* implantátum készlet

Mint a fejezet bevezetőjében említettem, egy 2014-ben befejezett fejlesztés keretében a *Sanatmetal Kft.* egységes gerincsebészeti implantátumrendszert dolgozott ki, meglévő korábbi gerincimplantátumaira alapozva. Ezáltal megszűnt a CAB horog kiegészítő implantátum volta, ezentúl mint egyenrangú implantátum alternatíva szerepel a kínálatban. Az új rendszer  $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$  (ISO 5832-3) alapanyagból készül. Mivel azonban a *Sanatmetal-CAB* titán alapanyagból történő gyártása újabb technikai nehézségeket vetett fel, a készlet rozsdamentes acélból (ISO 5832-1) készült CAB implantátumait az úgynevezett *Physical Vapor Deposition (PVD)* eljárással 3-6  $\mu\text{m}$  vastagságú *titán-nitrid (TiN)* bevonattal látják el (V/19. ábra), megszüntetve így módon a különböző fémekből készült implantátumok közötti galvánáram képződést. Ez a technológia elfogadott és elterjedt az ortopédiai implantátumgyártás gyakorlatában.



V/19. ábra

*Titán-nitrid* bevonattal ellátott *Sanatmetal-CAB* horog

## **VI. A processus transversusok vizsgálata**

- 1. Bevezetés**
- 2. A háti csigolyák processus transversusainak geometriai vizsgálata**
- 3. A háti csigolyák processus transversusainak biomechanikai vizsgálata**
- 4. Megbeszélés**

A **CAB** horog gondolatának megszületésétől kezdve a különböző szakmai fórumokon történt megjelenések során rendre azt az aggályt fogalmazta meg a hallgatóság, miszerint a *processus transversus* képtelen lenne a korrekció során ránehezedő nyomást elviselni. Miután az eddigiekben bemutatott gondolati, kísérletes és innovációs utat végigjárva eljutottam a **Eurosurgical-CAB** horoghoz és már érezhetően közeledett a megújult implantátum klinikai bevezetése – mivel a logikusnak tűnő aggállyal szemben csak gyakorlati tapasztalatokra tudtam hivatkozni –, szükségesnek tűnt egy biomechanikai vizsgálat a *processus transversus*ok mechanikai terhelhetőségének pontos megállapítására. Ha pedig már ismét nagyszámú háti csigolya állt rendelkezésre, ezeken is lemértük a *processus transversus* bázisainak méreteit (51,52,55).

### VI/1. Bevezetés

A *processus transversus*ok instrumentálásának gondolata már a gerincsebészet korai időszakában megszületett. Mint a történeti áttekintéssel foglalkozó I. fejezetben már szó volt róla, **Allan** (6) 1955-ben publikált technikája a főgörbület végcsigolyái *processus transversus*ainak távolításával korrigált. Ezt követően **Marino-Zuco** (143), **Resina** (179), majd maga **Harrington** (93,94,95) is alkalmazott a *processus transversus*okon támaszkodó implantátumokat. Végül nem lehet figyelmen kívül hagyni, hogy a **Cotrel-Dubousset** (36,37) technika implantátumai között is szerepel a *transversus* horog, és az ezen az elven alapuló implantátumrendszerekben azóta is megtalálható.

Mindezek ellenére a fent említett *transversus* horgok geometriáját nem lehetett alapul venni a **CAB** horgok kialakításánál, annál az egyszerű oknál fogva, hogy az aszimmetrikus **CAB** horgoknak a gerinc hossz tengelyében történő erőátadáson kívül a csigolya axiális rotációját, míg a szimmetrikus **CAB** horgoknak az axiális húzás-nyomás mellett a csigolya szagittális irányú hátra húzását és előre nyomását is meg kell tudnia valósítani. Ez pedig olyan horogvégződés-geometriát igényel, ami a *processus transversus* bázisának elülső felszínét képes hátra húzni, illetve a hátsó felszínét képes előre nyomni a horizontális síkban. Mivel e vizsgálatok idején már rendelkezésre álltak a **Eurosurgical-CAB** horgok első prototípusai, valójában a méretek ismételt validálása céljából volt szükség a geometriai mérésekre. A gerinc morfológiájának vizsgálatára egyébként számos példát találunk az irodalomban (65,111,124,125,128,171).

A kísérletek szervezése során logikusan adódott a gondolat, hogy ugyanazokon a preparátumokon dolgozva, a geometriai célú radiológiai vizsgálatok előzzék meg a mechanikai vizsgálatokat.

## VI/2. A háti csigolyák *processus transversus*ainak geometriai vizsgálata

### VI/2.1. Anyag és módszer

Kísérletsorozatunkban összesen 10 kadáverből eltávolított háti gerincszakaszt használtunk fel (a *Kutatás-Értékelési Bizottság* engedélyt lásd a *Mellékletben*). A kadáverek átlagéletkora 67,5 év volt (8 nő [átlagéletkor 64,7 év] és 2 férfi [átlagéletkor 79,5 év]). A preparátumok a háti gerincszakaszból, valamint a kapcsolódó bordacsonkokból álltak a VI/1.a. ábrán látható módon. Az eltávolított háti gerincet csigolyapárokra preparáltuk, majd a csigolyapárok alsó csigolyáihoz tartozó bordacsonkokat (amelyek a két csigolyatest között ízesülnek a csigolyapárral) meghagytuk és az alsó bordapárt eltávolítottuk (VI/1.b. ábra). Ezáltal az egyes szegmenstumok magukba foglalták a bordafejet, a bordanyakat, az ízületi tokot a hozzá tartozó szalagokkal (*ligamentum capitis costae radiatum*, *ligamentum costotransversarium*, *ligamentum costotransversarium laterale et superius*, *ligamentum tuberculi costae*), illetve a *tuberculum costae*-t.

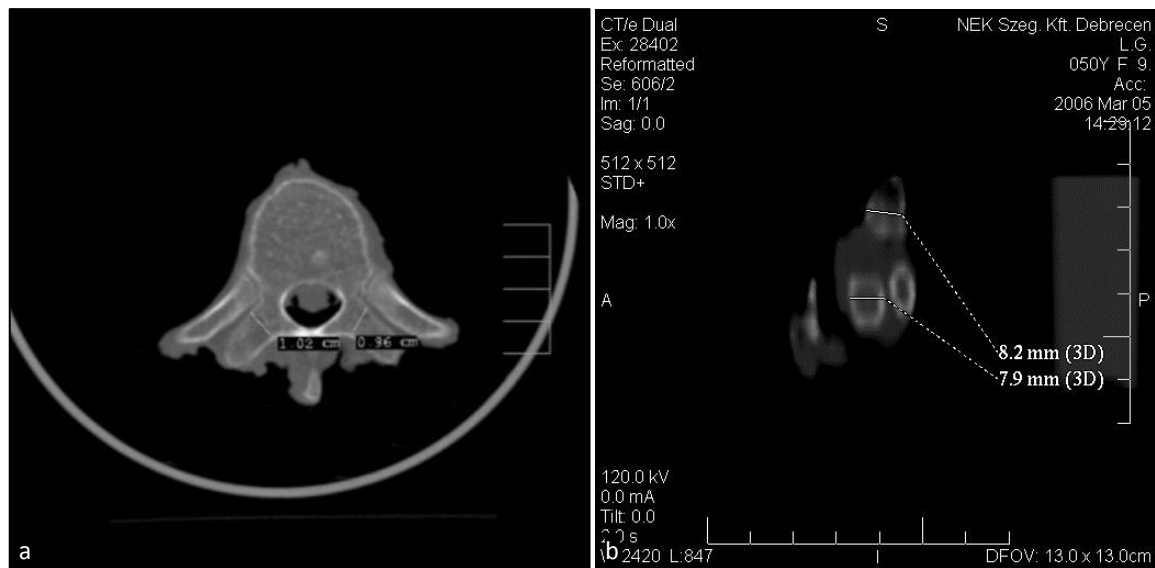


VI/1. ábra

- a. Az eltávolított gerincszakasz  
b. A boncolással kialakított csigolyapárok

A CT felvételek elkészítése és az azokon végzett mérések a Debreceni Egyetem Radiológiai Klinikáján történtek. A vizsgálat *GE Dual* (*General Electric Ltd. Fairfield, Connecticut, USA*) CT készülékkel történt. A leképezés során 3 mm rétegvastagságú felvételeket készítettünk, amelyek a csigolyák transzverzális síkú metszeteit reprezentálják. A mérések során az átmérőket előre meghatározott területen, a *CAB* horog rögzülési helyein, a *processus transversusok* tövéénél vizsgáltuk. A gerincszakaszokról készített hagyományos axiális CT felvételeken a transzverzális síkban (VI/2.a. ábra), az ezekből előállított rekonstrukciós felvételeken pedig a szagittális síkban (VI/2.b. ábra) vizsgáltuk a *processus transversusok* átmérőjét és megállapítottuk azok szórását.

Az adatokat táblázatba foglaltuk, grafikonon ábrázoltuk és statisztikai elemzéseket végeztünk.



VI/2. ábra

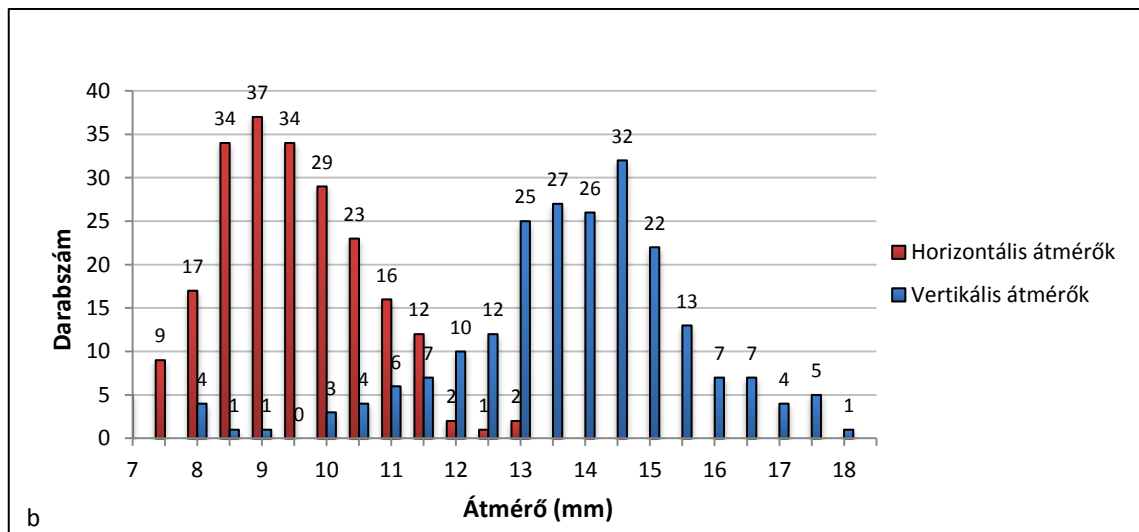
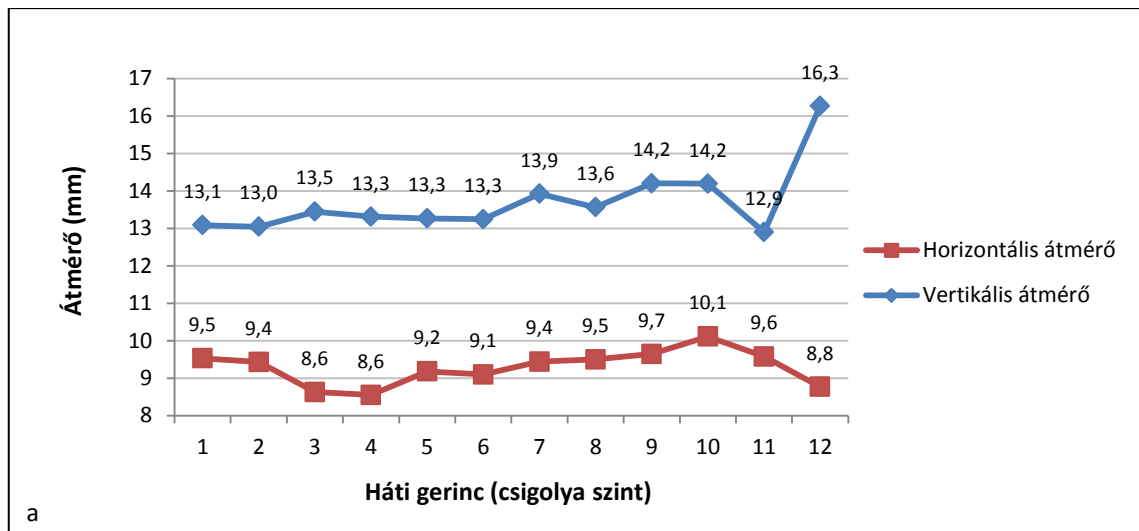
- a. A *processus transversus*ok horizontális átmérőjének meghatározása
- b. Szagittális rekonstrukciós CT kép és a csigolyanyúlványok vertikális átmérőjének mérése

### VI/2.2. Eredmények

Összesen 120 háti csigolya (10 háti gerincen Th1-12 között) 240 *processus transversus*ának vizsgálatára volt lehetőségünk. Az eltávolítás során történő sérülés, illetve a rekonstrukció hibahatára miatt 443 értékelhető mérési eredményt (225 horizontális és 218 vertikális átmérő) kaptunk.

A horizontális átmérők 6,7-12,8 mm között változtak. Csigolyánkénti átlagukat a VI/3.a. ábra szemlélteti. A Th1 és 11 közötti csigolyáknál 18, 19 vagy 20 eredmény állt rendelkezésünkre, a 12-es háti csigolyánál csak 11. Ennek oka az alsó torakális csigolyanyúlványok sérülékenysége. Látható, hogy ezen átlagok 8,52 mm és 10,11 mm között mozognak. A horizontális átmérők eloszlását a VI/3.b. ábra mutatja. A leggyakrabban előforduló átmérők: 8,5 mm-től 11,5 mm-ig a teljes halmaz 82%-át teszik ki, míg a 7 és 11,5 mm közötti tartományba esik az összes mérési adat 96%-a.

A vertikális átmérők 7,4 mm és 18 mm között változtak (VI/3.a. ábra). A Th1 és 11 közötti csigolyáknál 18, 19 vagy 20 eredmény állt rendelkezésünkre, a 12-es háti csigolyánál a horizontális méréseknél említett okok miatt csak 7. Látható, hogy ezen átlagok nagy része 13 mm és 14,5 mm között mozog. A leggyakrabban előforduló átmérők: 12,5 mm-től 15,5 mm-ig a teljes halmaz 66%-át teszik ki. Amennyiben a legkisebb vertikális átmérőtől vizsgáljuk, 15,5 mm-es nagyságig az összes átmérő 88,5%-a található ebben a csoportban (VI/3.b. ábra).



VI/3. ábra

- a. A háti csigolyák *processus transversus*ai horizontális és vertikális átmérőinek átlaga csigolyánként  
 b. A csigolyák számának eloszlása átmérőjük alapján

### VI/3. A háti csigolyák *processus transversus*ainak biomechanikai vizsgálata

#### VI/3.1. Anyag és módszer

Az előző részben bemutatott preparálás eredményeként a csigolyapárok Th1-2, Th3-4, Th5-6, Th7-8, Th9-10, Th11-12 voltak. Páratlan számú csigolya esetén az utolsó csigolya szimplán szerepelt. A 9-es számú preparátum esetén a csigolyapárok Th2-3 csigolyapárral kezdődtek és következtek Th10-11-ig (VI/I. táblázat). Összesen 107 csigolyát találtunk a mechanikai mérésekbe bevonhatónak, így induláskor 214 *processus transversus* állt rendelkezésünkre.



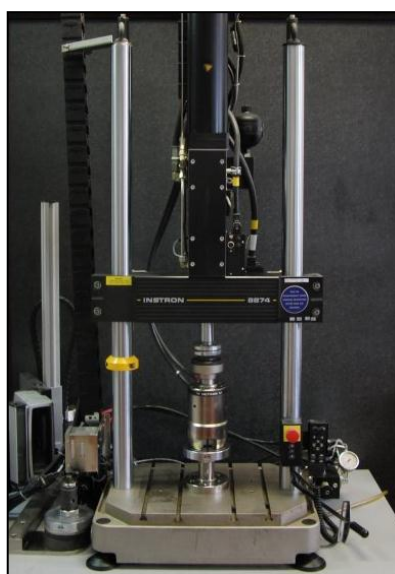
Preparátum	Háti szakasz	Nem	Kor (év)
1.	Th 1-9	nő	72
2.	Th 1-10	nő	62
3.	Th 1-9	ffi	76
4.	Th 1-11	ffi	83
5.	Th 1-11	nő	79
6.	Th 1-12	nő	91
7.	Th 1-12	nő	25
8.	Th 1-11	nő	79
9.	Th 1-11	nő	50
10.	Th 1-11	nő	60
107 csigolya		10 kadáver	67,5 (25-91)
Összesen		8 nő	64,7 (25-91)
		2 ffi	79,5 (76-83)

VI/I. táblázat

Az eltávolított preparátumok méret, nem és kor szerinti megoszlása

A méréseket az akkori *Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinika Biomechanikai Laboratóriumá-*ban végeztük el. A preparálás után a csigolyapárokat a kísérletekig  $-20^{\circ}\text{C}$ -on fagyasztva tároltuk, majd szobahőmérsékleten spontán történő kiolvadás után használtuk fel őket. A különböző előkészületi műveletek során 56 *processus transversus*on következett be kisebb-nagyobb sérülés, ami miatt a vizsgálatokból azokat ki kellett zárni.

A mérésekhez *Instron 8874-es (Instron Ltd., High Wycombe, UK)* szervo-hidraulikus biaxiális anyagvizsgáló berendezést használtunk (VI/4. ábra). Mivel az ilyen jellegű vizsgálatok a világviszonylatban mérvadó *ASTM* és *ISO* szabványok protokolljai között nem szerepelnek, a kísérleti körülmények kidolgozásakor az idevágó szakirodalmat vettük alapul (120,128,161,170,171).



VI/4. ábra

Instron 8874-es szervo-hidraulikus biaxiális anyagvizsgáló berendezés

Ezeket a vizsgálatainkat a *Eurosurgical-CAB* első prototípusaival végeztük el. Mivel a horgok *processus transversus*on támaszkodó végének morfológiája és a támaszkodás helye a később a klinikumban bevezetett *Sanatmetal-CAB* horgoknál lényegét tekintve változatlan maradt, az itt nyert eredmények jelenleg is mérvadóak.

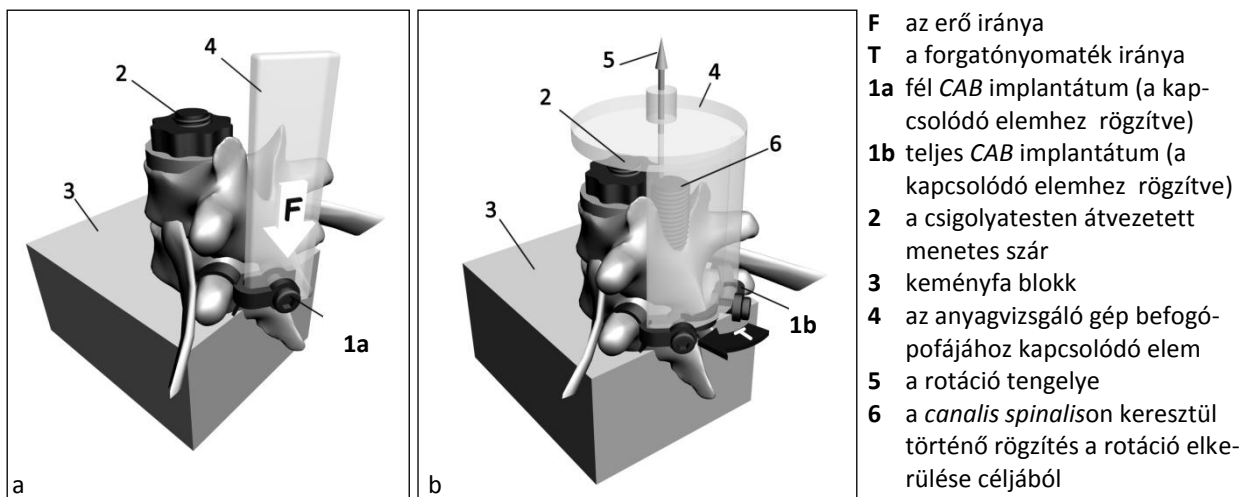
Alapvetően kétféle vizsgálatot terveztünk: vertikális nyomóvizsgálatot és axiális tengelyű csavaró/rotációs vizsgálatot. A mérések menete a következő volt: az axiális terheléshez a kipreparált csigolyapárt a hozzá kapcsolódó bordacsonkkal egy keményfa blokkra rögzítettük a két csigolyatesten átvezetett menetes szár segítségével, amelyet aztán csavarokkal erősítettünk a vizsgálóberendezéshez. A forgatónyomaték mérésénél egy második rudat helyeztünk a *canalis spinalis*ba a rotáció megelőzése céljából. A rögzítés után az alsó csigolya (továbbiakban: bordacsonkkal rendelkező csigolya) *processus transversus*ainak vizsgálatát végeztük el a rá illesztett implantátummal. A horog illeszkedése a csigolya *processus transversus*a és a hozzá tartozó bordacsonk között történt (VI/5.a.,b. ábra).

#### VI/3.1.1. Vertikális terhelés

A vertikális mérések egy kettévágott *Eurosurgical-CAB* horogból származó féloldali horoggal, egyoldali *processus transversus*on történtek (VI/5.a. ábra) 0,5 mm/s sebességgel.

#### VI/3.1.2. Axiális tengelyű rotáció

Az axiális tengelyű forgatónyomatékot 8,5°/s szögsebességgel hoztuk létre. Ezeknél a méréseknél fémlapra rögzített, két végén azonos irányba néző (szimmetrikus) horog segítségével közvetítettük a terhelést. A szimmetrikus horog mindkét oldali *processus transversus*on egyszerre támaszkodott fel (VI/5.b. ábra). A forgástengely és az erőátadás helye közötti távolság 32 mm volt.

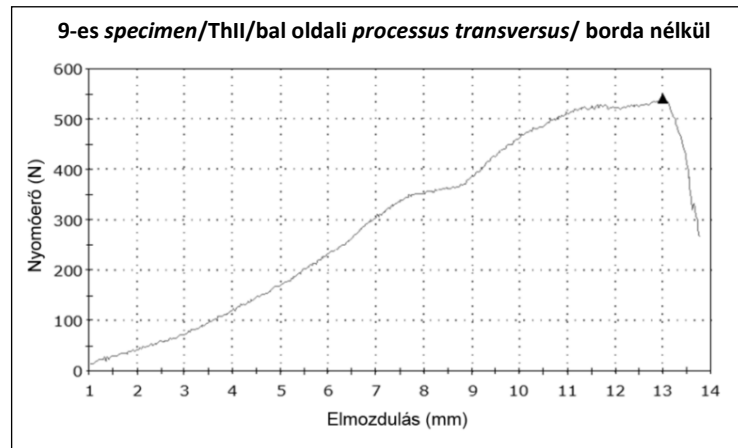


VI/5. ábra

A mérések elrendezése bordacsonkkal rendelkező csigolyapár esetén

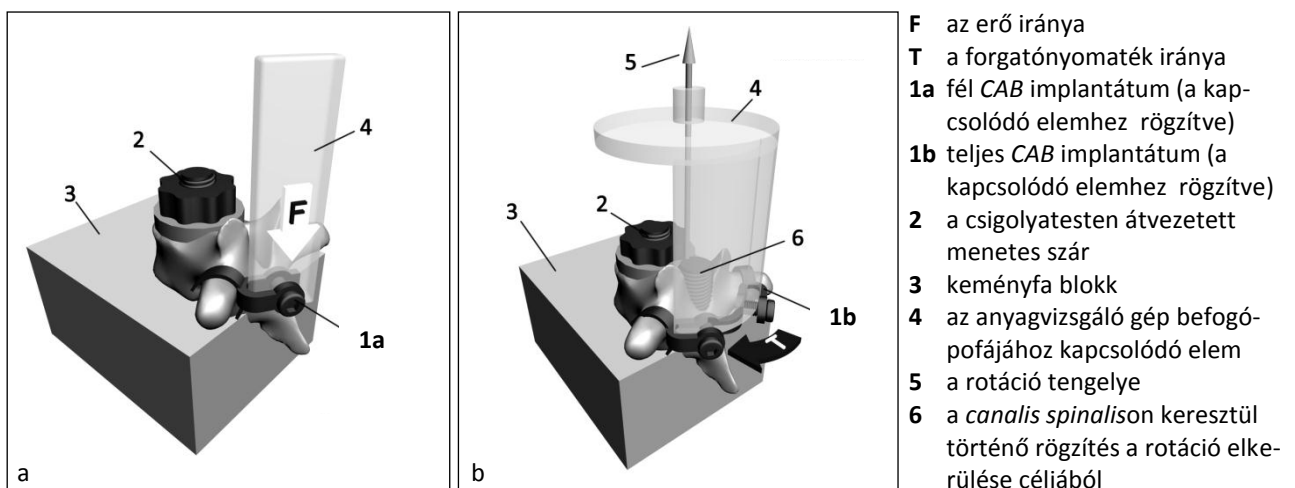
- a. vertikális nyomás
- b. axiális tengelyű rotáció

Az egyenletes sebességgel, illetve szögsebességgel mozgó horgok segítségével folyamatosan növekvő erőt, illetve forgatónyomatékot gyakoroltunk a *processus transversus*ra. A mérést tönkremenetelig végeztük, azaz addig emeltük a terhelést, amíg a csigolyanyúlvány törés vagy összeroppanás miatt elvesztette mechanikai ellenálló képességét. A folyamat jól nyomon követhető az anyagvizsgáló gép által mért adatok alapján rajzolt grafikonon, amelyről a töréshez szükséges terhelés is könnyen leolvasható (VI/6. ábra).



VI/6. ábra  
Egy típusos nyomódiagram

Az első mérés után eltávolítottuk a csigolyapár maradandó károsodást szenvedett alsó csigolyáját és a bordacsonkot, majd elvégeztük a bordacsonkkal nem rendelkező (felső) csigolya *processus transversus*ának mérését is (VI/7. ábra). (Ha nem ebben a sorrendben jártunk volna el, a felső csigolyán való első mérésakor az alsó csigolya nagy valószínűséggel sérült volna.) A horgokat minden esetben – a műtéti szituációt utánóztatva – a *processus transversus* tövére helyeztük fel.



VI/7. ábra  
A mérések szemléltetése bordacsonk nélküli (szimpla) csigolyák esetén  
a. vertikális nyomás  
b. axiális tengelyű rotáció

Az első három kadáverből származó gerincszakaszból készített preparátumok esetében a *processus transversus*okat szeparáltan vizsgáltuk (egyszerre csak egy oldalon és csak vertikális irányban terhelve azt). A mérést mindig a bal oldalon kezdtük. A további hét gerincszakaszból készített preparátumok esetében vertikálisan és szagittálisan is végeztünk méréseket. A vertikális mérések az előzőeknek megfelelően külön-külön történtek a két oldalon. A forgatónyomaték mérése értelemszerűen egyidejűleg a két oldalon feltámaszkodó CAB horgokkal történt.

Technikai probléma (lecsúszott, feltámaszkodott horog) 16 esetben lépett fel. Így a korábban már említett, preparálás és előkészületek során történt 56 sérülés (törés, roppanás) levonásával együtt összesen 142 felhasználható mérési eredményt rögzítettünk ( $2 \times 107 = 214 - 16 - 56 = 142$ ), amelyek közül 99 esetben vertikális nyomóerőre, 43 esetben pedig horizontális csigolya rotációra létrejött forgatónyomaték vizsgálata történt. Vizsgáltuk a különbséget bordacsonkkal rendelkező, illetve anélküli csigolyák esetében is.

Az adatok statisztikai feldolgozásához (a preparátumok különféle jellemzőinek a forgásközéppont helye közötti összefüggés megítélésére) *khí-négyzet próbát* alkalmaztunk, 95%-os szignifikancia szint mellett.

### VI/3.2. Eredmények

A *processus transversus* elégtelenné válásához szükséges erők jól regisztrálhatóak voltak. A 142 értékelhető mérés eredményét a VI/II. táblázat mutatja.

Preparátumok száma összesen: 142 db				
	Vertikális nyomás 99 db		Axiális tengelyű rotáció 43 db	
Átlag	337,6 N		14,38 Nm	
Szórás	128,0 N		4,52 Nm	
	Bordacsonk nélkül 57 db	Bordacsonkkal 42 db	Bordacsonk nélkül 19 db	Bordacsonkkal 24 db
Átlag	353,3 N	316,2 N	12,46 Nm*	15,9 Nm*
Szórás	138,3 N	110,7 N	4,40 Nm	4,08 Nm

VI/II. táblázat

A *processus transversus*ok elégtelenné válásához szükséges terhelések

\*p < 0,05 (szignifikáns eltérés)

### VI/3.2.1. Vertikális terhelés

Minden esetben maga a *processus transversus* tört le vagy vált mechanikailag elégtelenné. Az ehhez szükséges átlagos vertikális terhelés 337,6 N (92,85-620,4 N) volt, (szórás 128,0 N).

Attól függően, hogy a bordacsonk rögzült vagy nem, a következő eredményeket kaptuk:

A bordacsonk nélküli esetekben (57 mérés), a *processus transversus* tönkremeneteléhez szükséges átlagos erő 353,3 N (92,85-618,3 N) volt, (szórás 138,3 N).

Megtartott bordacsonk esetén (42 mérés) az átlagos terhelés 316,2 N (111,5-620,4 N) volt, (szórás 110,7 N).

### VI/3.2.2. Axiális tengelyű rotáció

A 43 mérésből 40 esetben az egyik *processus transversus* elégtelenné vált (a vizsgálathoz használt CAB horog a szagittális síkban hátra rotálódott), egy esetben ennek az ellenkezője történt (itt nem volt bordacsonk), és két esetben mindkét *processus transversus* eltört (egyik esetben volt, a másikban nem volt megtartott bordacsonk).

A tönkremenetelhez szükséges átlagos forgatónyomaték 14,38 Nm (5,4-24,69 Nm) volt, (szórás 4,52 Nm).

Attól függően, hogy a bordacsonk rögzült, vagy nem, a következő eredményeket kaptuk:

A bordacsonk nélküli esetekben (19 mérés), a tönkremenetelhez szükséges forgatónyomaték 12,46 Nm (5,4-19,91 Nm) volt, (szórás 4,4 Nm).

Megtartott bordacsonk esetén (24 mérés) a tönkremenetelhez szükséges forgatónyomaték 15,9 Nm (9,01-24,69 Nm) volt, (szórás 4,08 Nm).

A *processus transversusok* különböző terhelésekkel szembeni ellenálló képességére az alábbi szignifikancia számításokat végeztük:

Vertikális erőhatás során – *kétmintás t-próbával* vizsgálva a mintát – nincs szignifikáns különbség ( $p = 0,1548$ ) a bordacsonk nélküli, illetve a bordacsonkkal rendelkező csigolyák esetén.

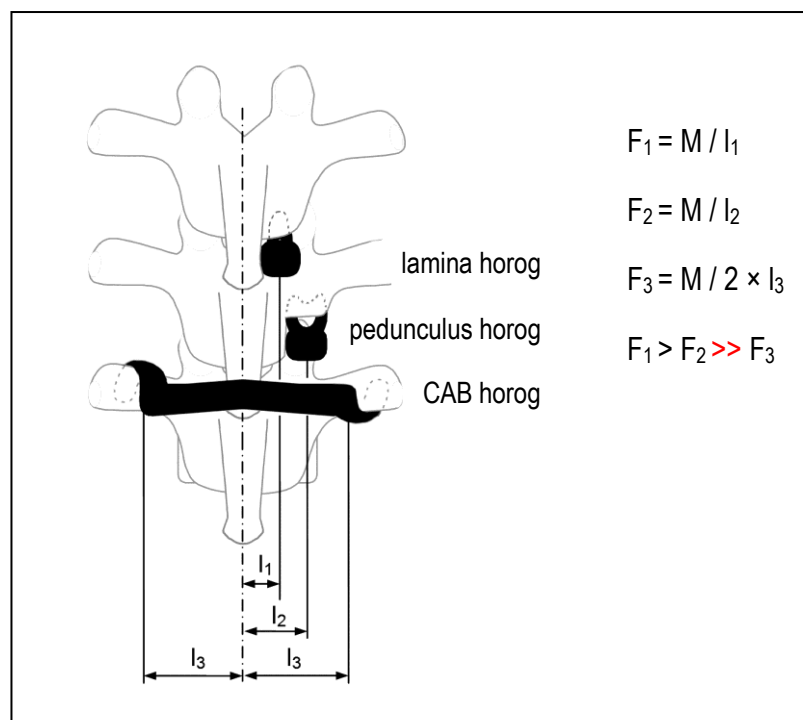
Az axiális tengelyű csigolyarotáció során alkalmazott terhelés tekintetében a bordacsonkkal rendelkező csigolyáknál a törés létrehozásához szükséges forgatónyomaték – *kétmintás t-próbával* ellenőrizve – szignifikánsan nagyobb, mint a bordacsonk nélkülieknél ( $p = 0,0113$ ).

#### VI/4. Megbeszélés

A geometriai mérések alapján meghatároztuk a CAB horogvég ideális belső görbületi sugarát (12 mm), ami a serdülőkortól felfelé univerzális használatot tesz lehetővé.

Az irodalomban egyetlen közleményt találtam, ahol a *processus transversus*ok vertikális terhelhetőségét vizsgálták laboratóriumi körülmények között, a mi módszerünkhöz hasonló módon (27). A szerzők eredményei korrelálnak saját eredményeinkkel, ők ugyanis a vertikális terhelhetőség átlagát 377 N-nak találták, szemben a mi 337,56 N átlagunkkal. Ami azonban még ennél is fontosabb, hogy **Nachemson** (161) 1971-ben publikált *in vivo* telemetriás eredményei korrelálnak az általunk mért értékekkel (350-400 N).

Az aszimmetrikus CAB horgok előnye, hogy adott forgatónyomaték létrehozásához a *processus transversus* bázisán való feltámaszkodás miatt kisebb erőre van szükség, mint a rövidebb erőkart biztosító *lamina* és *pedunculus* horgok esetében, ráadásul az egyidejű kétoldali, egymással szembenálló megtámaszkodásnak köszönhetően ez a kisebb erő még feleződik is (VI/8. ábra).



VI/8. ábra  
Azonos forgatónyomaték kiváltásához szükséges erők a különböző típusú háti horgok esetében

Mérési eredményeink és az említett geometriai viszonyok meglete megnyugtatóan tisztázta, hogy a *processus transversus*oknak a CAB horog miatti igénybevétele jóval azok teherbíró képessége alatt marad.

## **VII. A CAB horgok klinikai alkalmazása a szkoliózis műtéti kezelésében**

- 1. Bevezetés**
- 2. Beültető műszerek**
- 3. Műtéti technika**
- 4. Korrekciós mechanizmus**
- 5. Műtéti stratégiák**
- 6. Gerincszabályozás**

A műtéti technika kidolgozásához hosszú út vezetett. Amint az implantátumfejlesztéssel foglalkozó V. fejezetből kiderül, jelenlegi formájának eléréséig a CAB horog számos alaki, méretezési és koncepcionális változáson ment át. Egyetlen dolog – a lényeg – azonban változatlanul megmaradt: a kétoldali szimmetrikus, illetve aszimmetrikus támaszkodás a *processus transversusok* tövén, a *costotransversalis* ízületbe nyúló horogvégekkel.

A fejlesztőmunka során minden újabb számottevő alaki változtatást kadáver kísérletek követtek, amelyek alkalmával a beültethetőség, a korrekciós hatékonyság és a rögzítési képesség hármas problémakörének kérdése meghatározó szempontrendszer volt.

Jelen – a rendszer alkalmazását részletező – fejezetben mindebből csak a végeredmény, tehát a legújabb (*Sanatmetal-CAB*) implantátumok beültetéséhez szükséges műszerek, az ezekkel követendő műtéti technika, korrekciós mechanizmus és lehetséges műtéti stratégiák leírását tartottam fontosnak, ugyanis (az első három *JBS-CAB*-bal történt esetet leszámítva) alapvetően ezekkel az implantátumokkal, beültető műszerekkel ezen elvek alapján történtek meg az eddig megvalósult műtétek is. Végül tartalmilag ide tartozik a CAB horgokkal végzett gerincszabályozás elvi és gyakorlati kérdéseinek tárgyalása is. Még ha itt nem is kerül részletes ismertetésre, mindig szem előtt kell tartani, hogy mindezen koncepciónak elválaszthatatlan részét képezi a megfelelő előkészítő gyógytorna is (44,45,46,47,50,53,54,142).

## VII/1. Bevezetés

Mint az élet számos területére, úgy a műszaki fejlesztésekre is igaz, hogy az igazán sikeres megoldást általában az egyszerű, letisztult, kikristályosodott forma megtalálása jelenti. Mind a CAB horgok, mind a beültetésükhöz szükséges kéziműszerek fejlesztése során ez az elv vezetett, és a különböző munkafázisokban együttműködő munkatársaim is ezt a filozófiát követték.

A CAB horgokkal megvalósítható műtéti stratégiák mind jól követhetőek, többféle, de azon belül egyértelmű műtéti tervezést tesznek lehetővé. Ezt is és a kivitelezéshez szükséges implantátum-specifikus műszerek egyszerűségét és kis számát is, mint a módszer és a rendszer érdemét tartom számon.

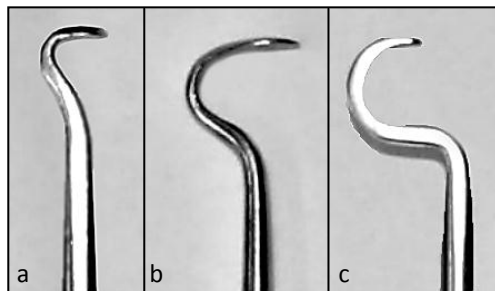
## VII/2. Beültető műszerek

A CAB implantátumok alkalmazásához csak néhány speciális műszerre van szükség. Az alkalmazott műszerek leginkább aszerint csoportosíthatóak, hogy a műtét mely fázisában, melyik művelet végzésében játszanak szerepet. A gerinc feltárása az alap gerincsebészeti műszereken túl egyéb speciális műszer használatát nem igényli. A CAB-specifikus, de egyáltalán nem bonyolult műszerek a következők:



A *costotransversalis* rés megnyitásához jelenleg alapvetően három speciális raspatóriumot használunk:

- rövid pengéjű, félig éles raspatórium a *processus transversus* felső szélé mentén történő behatoláshoz;
- hosszú, éles pengéjű raspatórium a *processus transversus* alsó szélének fentről lefelé történő megkereséséhez;
- hosszú, tompa pengéjű raspatórium a CAB implantátum horog része helyének előkészítése céljából (VII/1. ábra).

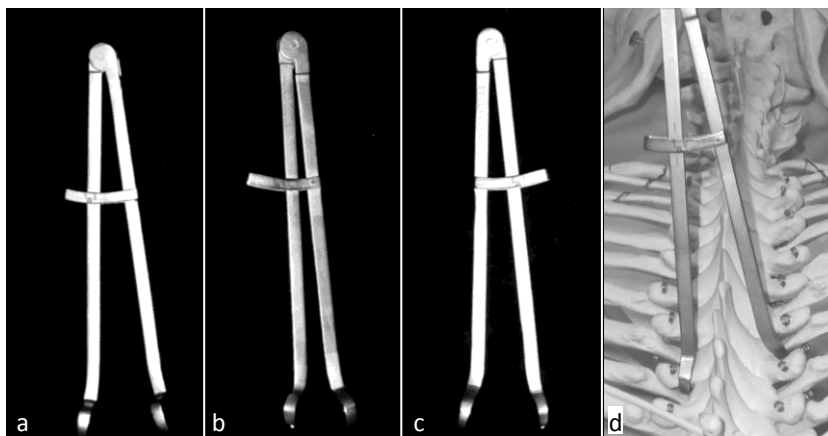


VII/1. ábra

A CAB horogvégek helyének előkészítésére alkalmazott műszerek fejrésze

- félig éles, rövid pengéjű
- éles, hosszú pengéjű
- tomp, hosszú pengéjű raspatórium

Az előkészített *costotransversalis* behatolási pontok közötti távolság mérésére a háromféle alaki variációjú CAB horogvéget utánzó távolságmérő szolgál (VII/2. ábra).

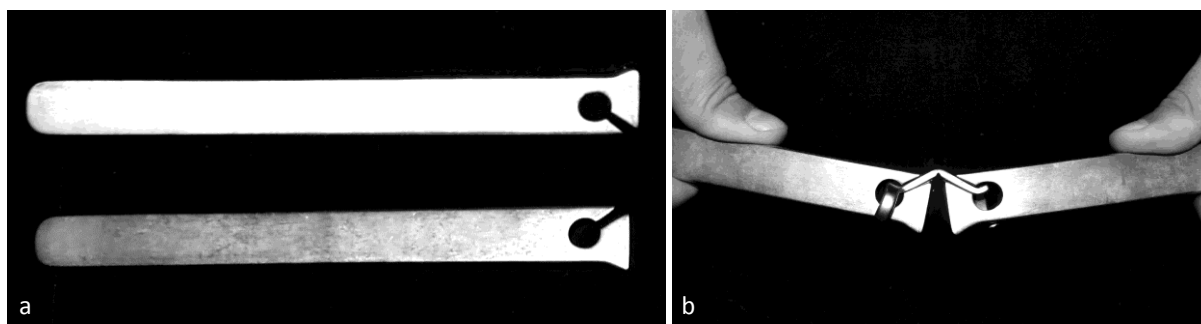


VII/2. ábra

A CAB méretezésére szolgáló eszköz

- szimmetrikus
- balos
- jobbos mérő
- a mérő használatának bemutatása műanyag gerincen

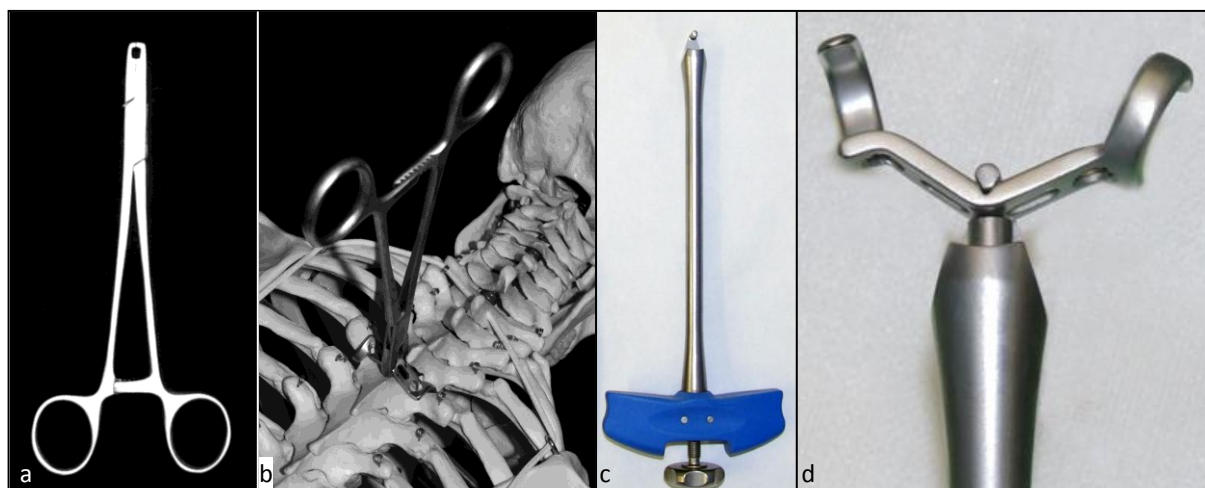
A CAB szélességének finom állítására szolgáló hajlítóeszközök, amelyek segítségével a méret-sorozatból kiválasztott horog enyhe méretbeli szabályozása valósítható meg szükség esetén (VII/3. ábra).



VII/3. ábra

- a. A CAB finom állítására szolgáló eszköz
- b. A CAB hajlítása

A CAB behelyezéséhez szükséges eszköz a horgot a haránt összekötő rész közepén, tulajdonképpen annak hajlatában kell, hogy megfogja. Erre idáig egy átalakított, ún. *Sper-zárás* általános sebészeti fogót használtunk, de jelenleg bevezetés alatt áll egy, kifejezetten az implantátumhoz adaptált megfogó műszer (VII/4. ábra).



VII/4. ábra

- A CAB megfogására szolgáló műszerek
- a. a korábban használt *Sper-zárás* fogó
- b. a CAB behelyezése a jelenlegi fogóval műanyag gerincen
- c. a bevezetés alatt álló CAB fogó
- d. az új CAB fogó rögzítési mechanizmusa

A behelyezett CAB horgokat szükséges a *processus transversus*ok bázisán pontosan pozícionálni. Erre egy egyszerű, jelentős erőkart biztosító eszköz szolgál (VII/5. ábra). Ugyanez az eszköz a korrekció során a csigolya elmozdítását is segíti.



VII/5. ábra

- a. a CAB horog végleges pozícionálására alkalmazott műszer
- b. a végleges pozícionálás módjának bemutatása műanyag gerincen

### VII/3. Műtéti technika

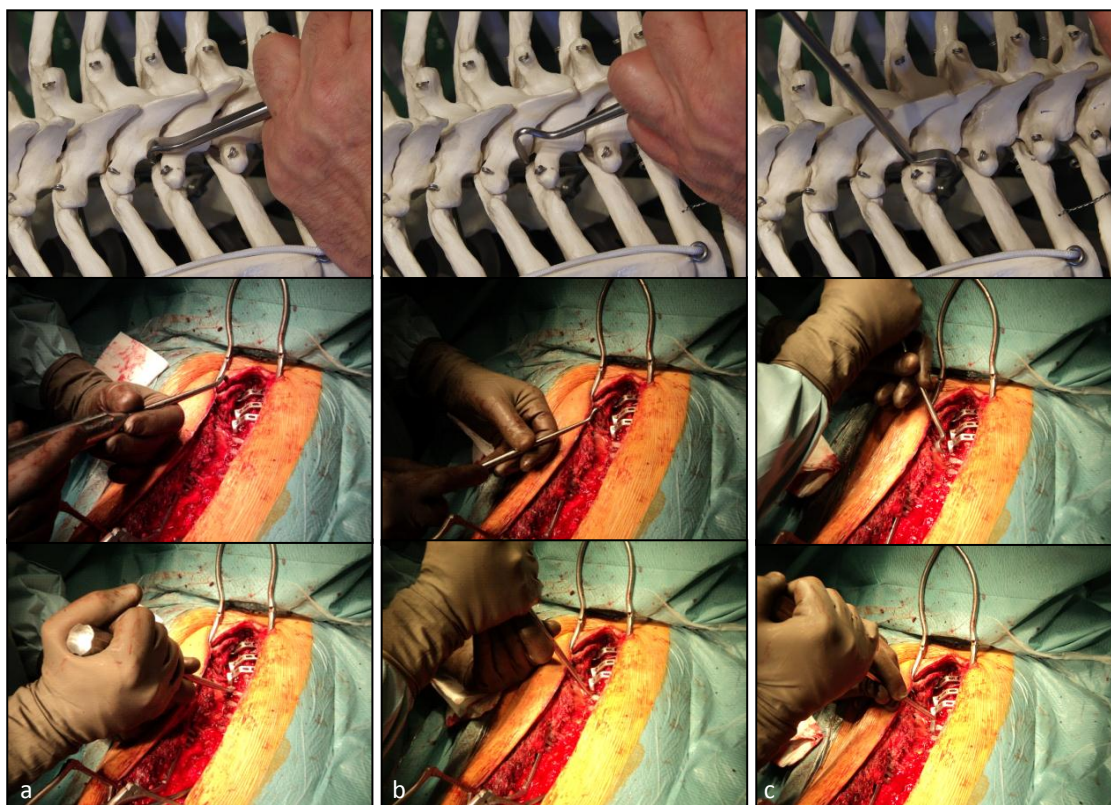
Előre szeretném bocsátani, hogy a műtéti indikáció fennállása esetén nézetem szerint új értelmet nyer a gyógytornász feladata: az aszimmetrikus gyakorlatok helyett leginkább a gerinc mobilizálására és a paravertebrális izomtömeg növelésére szükséges összpontosítani (44,45).

A gerincet hason fekvő helyzetben, a standard gerincsebészeti elveknek megfelelően tárjuk fel. A *processus spinosus*okat eltávolítjuk. (Az implantátum ugyan lehetőséget hagy esetenként a *processus spinosus*ok megtartására is, ugyanakkor ez a technika feleslegesen nehezíti a műtétet és csak ritkán – a gerincszabályozás bizonyos eseteiben – lehet kívánatos.) Amennyiben definitív műtétet végzünk, a kisízületeket a szokásos módon megnyitjuk és porctalanítjuk. Gerincszabályozás esetén gyakorlatunkban érintetlenül hagyjuk azokat, kivéve, ha a **McCarthy**-féle (149,200,216) elveknek megfelelően az apexen korai szelektív artrodézist végzünk (ld. később).

A szintek azonosítását követően a kiválasztott csigolyák *processus transversus*ainak bázisát a *transversus* raspákkal feltárjuk. A technika itt élesen különbözik attól függően, hogy torakális vagy lumbális csigolyáról van szó. A torakális szakaszon elsőként a rövid pengéjű, félig éles raspatóriumot (VII/1.a. ábra) használjuk a *processus transversus* felső széle mentén történő behatoláshoz. Akár szupero-inferior (továbbiakban s-i), akár infero-superior (továbbiakban i-s) irányban kerül be a horogvég, mindig ez az első lépés. Ha s-i állású horogvég lesz behelyezve, akkor ezt követően a hosszú tompa pengéjű raspatóriumot (VII/1.c. ábra) vezetjük be, és a *costotransversalis* rés ezáltal megfelelően elő van készítve. Ha a résbe i-s irányban

kerül a horogvég, akkor a második lépés a hosszú éles pengéjű raspatórium (VII/1.b. ábra) bevezetése oly módon, hogy a *processus transversus* alatti szalagokat és lágyrészeket átvágjuk vele. Az így keletkezett nyíláson ekkor alulról bevezetjük a hosszú tompa végű raspát (VII/1.c. ábra), előkészítve ezzel a helyet a CAB horognak.

A fenti technika alkalmazásának magyarázata a következő: a borda feje a hozzátartozó csigolyatest *fovea costalis superior*ja és a felette lévő csigolyatest *fovea costalis inferior*ja által közösen alkotott ízfelszínen ízesül a csigolyatestekkel. A bordanyak ferdén keresztbe lefelé húzódva éri el a *processus transversus*t, aminek *fovea costalis transversalis*a a *facies articularis tuberculi costae*val ízesül. Ebből következően a s-i irányban bevezetett raspa végét a borda bevezeti a *costotransversalis* részbe, ahol a *ligamentum costotransversarium*ot átvágva készítjük elő a CAB számára a helyet (VII/6. ábra).



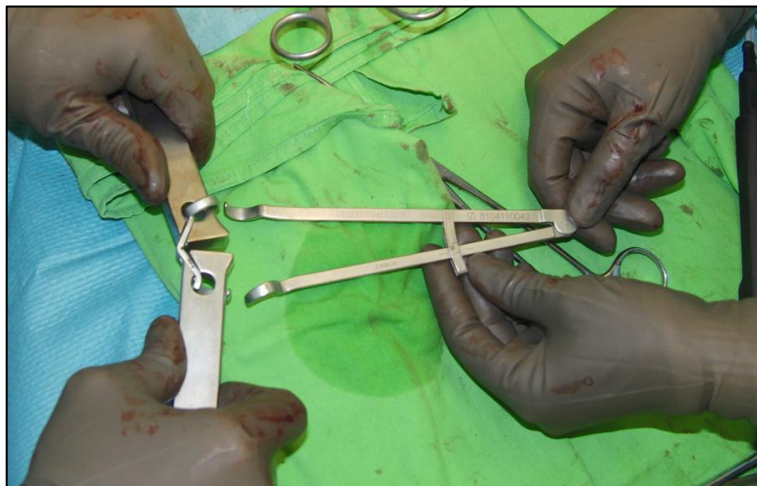
VII/6. ábra

Az i-s CAB horogvég helye biztonságos előkészítésének bemutatása műanyag gerincen, illetve műtét során

- a. a VII/1a. ábrán szereplő raspával felülről megnyitjuk a *costotransversalis* rést a *processus transversus* tövéénél
- b. felülről bevezetjük a VII/1b. ábrán szereplő raspát
- c. alulról bevezetjük a VII/1c. ábrán szereplő raspát

A leírt technika megakadályozza, hogy *pleura* sérülést okozzunk a horoghely előkészítése során, akár felülről (s-i), akár alulról (i-s) bevezetett horogvégekkel dolgozunk. Az előkészítést követően már veszélytelenül beakasztható a horog a *processus transversus* mindkét széle felől.

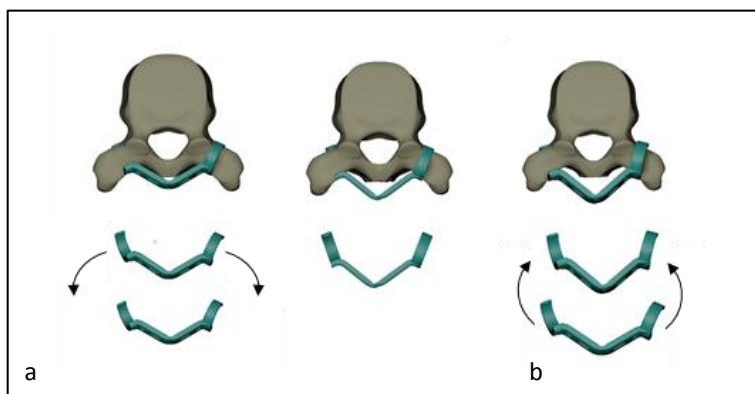
Miután előkészítettük a CAB horog két horogvégének a helyét, lemérjük a két lehorgonyzási pont közötti távolságot a VII/2. ábrán bemutatott eszközzel. Ha két horogméret közötti köztes értéket kapunk, két lehetőségünk adódik: a mérce szárvégeihez illesztve vagy a nagyobb méretű CAB szárait zárjuk, vagy a kisebb méretű CAB szárait nyitjuk a VII/3. ábrán bemutatott eszközökkel és módon (VII/7. ábra).



VII/7. ábra

A CAB horog méretének pontos beigazítása műtét közben

Nyitásnál a CAB ívelt része laposabb lesz, kisebb elállást adva a *laminához* képest, míg zárásnál épp ellenkezőleg, a CAB jobban el fog állni a *laminától* (VII/8. ábra).



VII/8. ábra

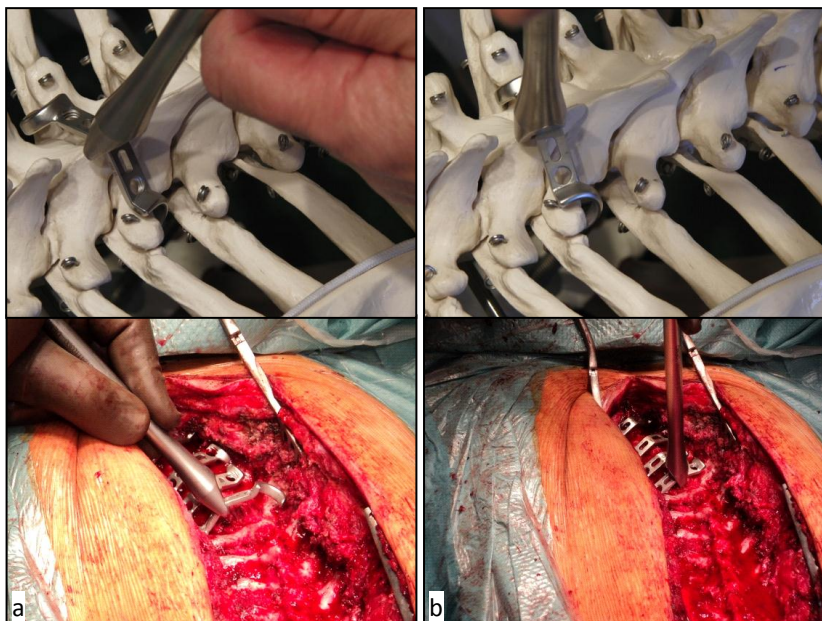
- Kisebb CAB-ot választva és azt a kellő mértékben megnyitva, a hátsó ív elállása kisebb
- Nagyobb CAB-ot választva és annak végeit közelítve, a hátsó ív elállása nagyobb lesz a csigolya laminájához képest

Ezt a döntésünket a beteg testalkata, izomzata és tápláltsági foka, illetve az befolyásolja, hogy tervezünk-e hátsó dézist a műtét végén. Mint ahogy az V. fejezetben már említésre került, a CAB egyik előnye a hagyományos CD elvű implantátumokkal szemben az, hogy lehetőséget ad egy egybefüggő hátsó dézis megvalósításához, ugyanis itt nincsenek a lamina fel-



színére felfekvő horogtestek, amelyek megszakítanak a detizáló csonttömeg folytonosságát (V/4. ábra).

Aszimmetrikus horgok használata esetén – tapasztalataink alapján – általában az i-s irányú horogvéget érdemes elsőként beakasztani, miközben a horgot tartó eszköz végét kissé kaudál felé döntjük, majd azt fokozatosan függőleges helyzetbe hozva és a beültetőeszköz hossz tengelye körül kissé rotálva, ezzel szinkronban beakasztjuk a s-i irányú horogvéget (VII/9. ábra).



VII/9. ábra

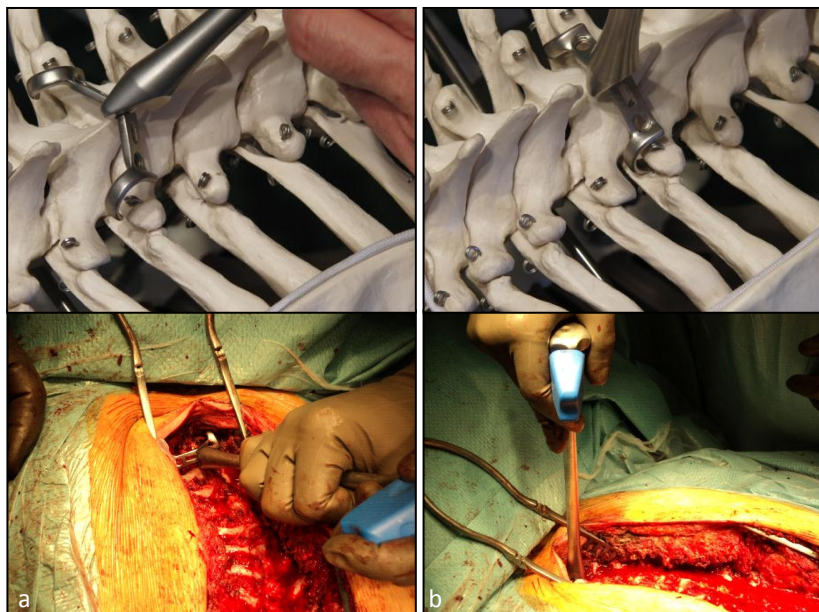
Az aszimmetrikus CAB beakasztásának célszerű lépései műanyag gerincen, illetve műtét során

- a. az i-s horogvéget pozícionáljuk,
- b. majd e körül, mint forgáspont körül körző mozdulattal és egyidejű billentéssel beakasztjuk a s-i horogvéget is

A szimmetrikus CAB-ok s-i irányú behelyezésénél a behelyező eszközt kezdetben kaudál felé döntjük, majd a horogvégek bevezetésével szinkronban függőleges helyzetbe hozzuk (VII/10. ábra). A szimmetrikus CAB-ok i-s irányú bevezetésénél épp ellenkezőleg, kraniál felé döntött horogfogóval indítunk és azt hozzuk fokozatosan függőleges helyzetbe.

A lumbális szakaszon a *transversus*-analóg *processus costarius*ok töve kissé laterálisabban és sokkal mélyebben helyezkedik el. Néha olyan mélyen, hogy (mint az V/16. ábrán a termékpalettán látható) egészen speciális, elongált horogvégződésű implantátum is kifejlesztésre került az ilyen esetek instrumentálására. A *processus costarius*ok feltárása után itt elegendő egyből a rövid pengéjű, félig éles raspatóriummal (VII/1.a. ábra) a szükséges irányból körbejárni a nyúlvány tövét, majd mérést követően kiválasztani a megfelelő implantátumot. Mivel a lumbális lordózisnak köszönhetően az implantátumok még súlyos ferdelek esetén is viszonylag mélyen és vastag izomréteg által fedetten helyezkednek el, a háti szakasznál tár-

gyalt horoghajlítás szempontjai itt nem játszanak szerepet. A horog behelyezése azonban esetenként megkívánja a tömegesebb *processus articularis*ok hátsó részének lecsípését is.



VII/10. ábra

A szimmetrikus CAB s-i irányú behelyezésének célszerű lépései

- először kaudál felé döntjük a horgot a behelyező eszközzel,
- majd fokozatosan elérve a függőleges helyzetet, a horogvégeket mintegy begördítjük a *costotransversalis* részbe

Fontos hangsúlyozni, hogy természetesen, amennyiben akármelyik csigolya *processus transversus* vagy *costarius* nem alkalmas a CAB horgok révén rá kerülő terhelésnek ellenállni, akkor az a szint vagy nem instrumentálandó, vagy ott a megfelelő CD elvű implantátum alkalmazandó.

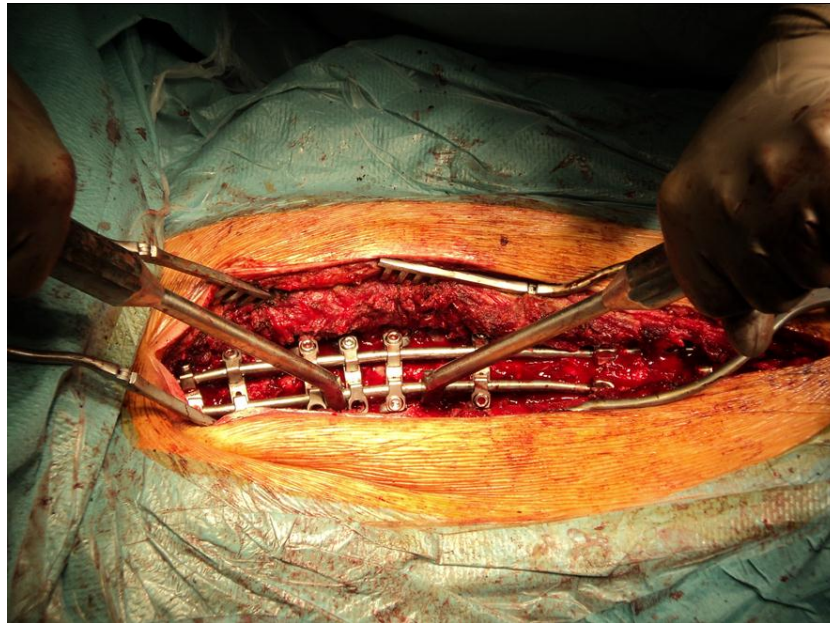
Mivel a CAB-ok minden szinten identikus anatómiai struktúrákon rögzülnek, ebben a stádiumban, a CAB horgok behelyezését követően azok mintegy kirajzolják a görbületet (VII/11. ábra).



VII/11. ábra

A behelyezett CAB-ok kirajzolják a görbületet

A technika inentől kezdve saját gyakorlatunkban attól függ, hogy a szóba jövő instrumentálási sémák közül (lásd VII/5. fejezet) melyiket használjuk. A lényeg minden esetben ugyanaz: miután behelyeztük az összes CAB horgot, a megfelelően modellált rudakra felfűzzük azokat és részben derotációval, részben *In situ bending* technikával korrigáljuk a görbületet (VII/12. ábra).



VII/12. ábra

*In situ bending* technika alkalmazása a CAB horgokkal történő korrekció során

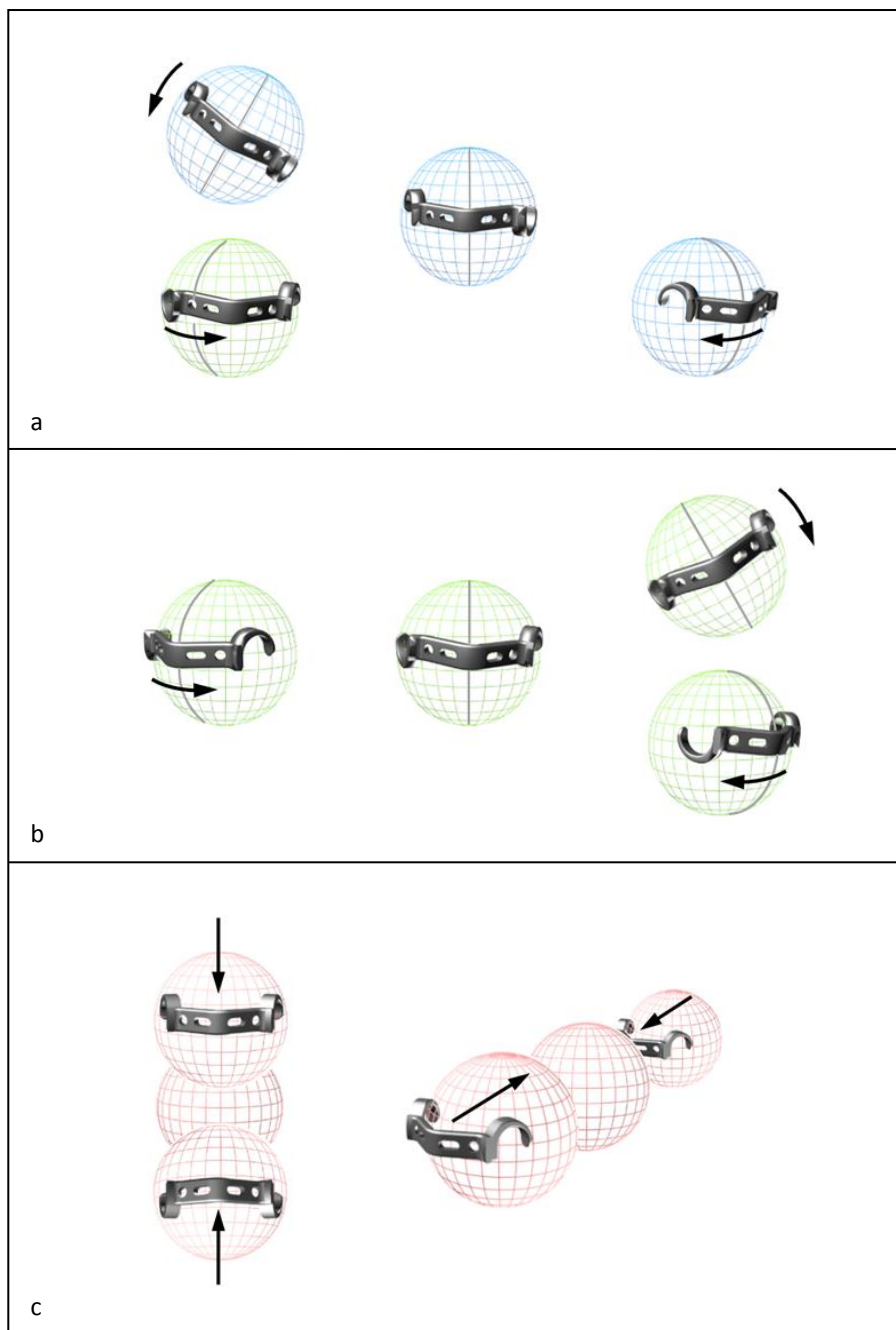
Végezetül ne felejtjük el azt a lehetséges forgatókönyvet sem, amikor nincs betervezve CAB horog beültetése, de valamely más implantátum nem lesz behelyezhető, és mintegy „salvage” implantátumként kerül a CAB horog egy-két szinten beültetésre.

#### VII/4. Korrekciós mechanizmus

Mint az V. fejezetben bemutatásra került, a korrekciós mechanizmus legalapvetőbb elve a kezdeti prototípusoktól a jelenleg használatos implantátumformáig nem változott. A CAB horgok a csigolyákat két oldalukon megragadva, azokat térben viszonylag nagy biztonsággal mozdítják el. Az eredeti aszimmetrikus *JBS-CAB* horgok az axiális tengely körül csak egy irányban voltak képesek rotálni, oly módon, hogy az U alakú horogvégződés nyomta előre és az I alakú húzta hátra a kapcsolódó csigolyafelet (V/7. ábra). Az aszimmetrikus *Sanatmetal-CAB* horgok viszont felülnézetben már az óramutató járásával azonos és ellentétes irányú elforgatásra is alkalmasak. A szimmetrikus horgok már a *JBS-CAB* esetében is alkalmasak voltak az axiális tengely körüli kétirányú forgatásra és ez a lehetőség továbbra is fennmaradt. Az aszimmetrikus CAB horgok mindegyik verziójánál a szagittális tengely körül billentik a csigolyát. A horgok elnevezése azon alapul, hogy hátulról nézve a jobbos jobb oldalon, a balos bal oldalon nyomja a *processus transversus/costarius* felülről lefelé.



A szimmetrikus CAB horgok pedig mindkét esetben egyidejűleg képesek a csigolya szagittális és vertikális tengely mentén történő lineáris elmozdítására és a szagittális síkban történő előrenyomására vagy hátrahúzására is (VII/13. ábra).



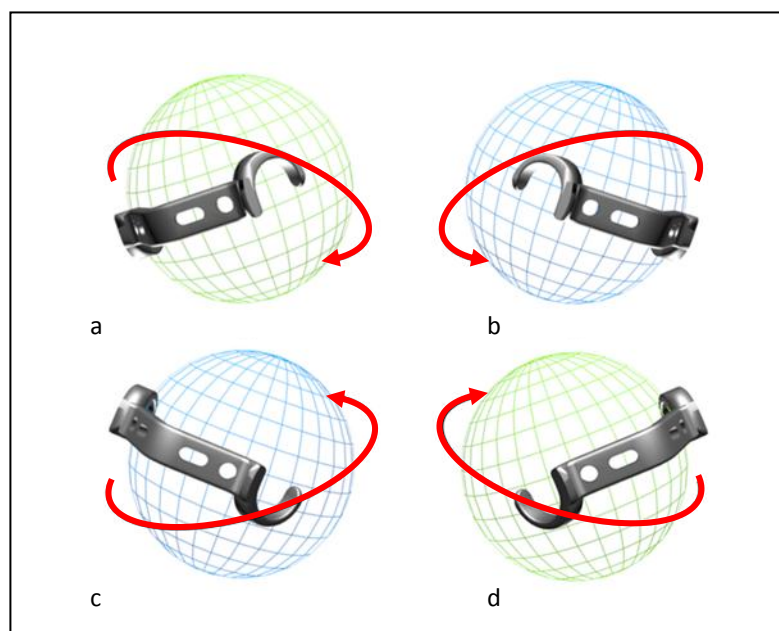
VII/13. ábra

Az aszimmetrikus és a szimmetrikus CAB-okkal közvetíthető korrekciós erő elemei

- az aszimmetrikus balos *Sanatmetal-CAB* mozgásszabadsága
- az aszimmetrikus jobbos *Sanatmetal-CAB* mozgásszabadsága
- a szimmetrikus *Sanatmetal-CAB* mozgásszabadsága

A fenti mechanizmusok összesen nyolc szabadsági fok meglétét jelentik. A lehetséges további négy szabadsági fokot maga a két hosszanti rúd biztosítja: a haránt tengely körüli rotációt a fiziológias görbületeket helyreállító szagittális síkú hajlítással vagy egyenesítéssel közvetítve, míg a (az egyébként teoretikus) haránt tengely mentén történő lineáris elmozdulást (azaz az oldalirányú elmozdulást) az instrumentált szegmentek egymás vetületébe hozásával. Így elmondható, hogy a két hosszanti rúddal szerelt CAB horgok valójában egy 12 szabadsági fokú korrekciós rendszert alkotnak.

A rutin korrekciós manőverek során valamennyi elmozdulásra, illetve elfordulásra nincs is szükség, ugyanakkor nagy biztonságot jelent, hogy a rendszer az összes lehetséges szabadsági fokkal rendelkezik. Minthogy a fent részletezett elmozdulásokat egy-egy implantátum egyidejűleg kombinálva is képes létrehozni, az aszimmetrikus CAB-ok esetében négy olyan kombinációs lehetőségünk van a korrekció során, amelyek az esetek döntő többségében le is fedik az összes szóba jövő szükségletet (VII/14. ábra).



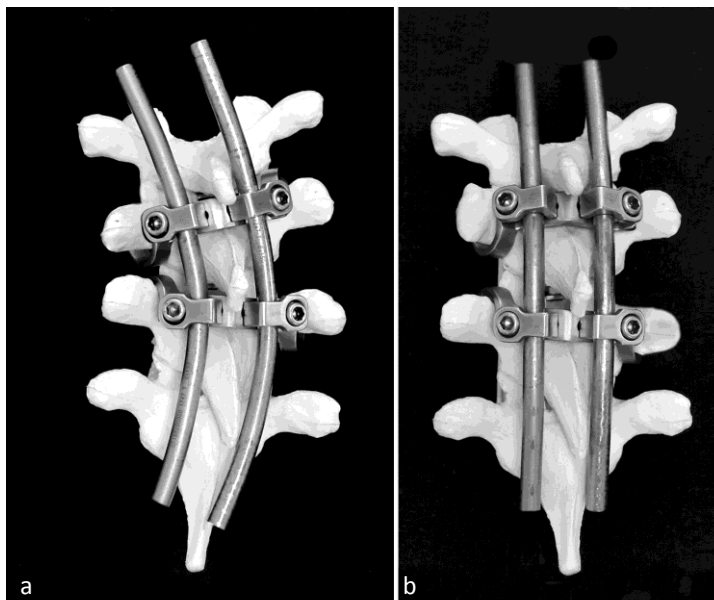
VII/14. ábra

**Az aszimmetrikus CAB-okkal közvetíthető kombinált korrekciós mozdulatok eredői**

- a. a koronális síkban jobbra billent - a horizontális síkban felülnézetben az óramutató járásával ellentétes irányban rotál
- b. a koronális síkban balra billent - a horizontális síkban felülnézetben az óramutató járásával azonos irányban rotál
- c. a koronális síkban balra billent - a horizontális síkban felülnézetben az óramutató járásával ellentétes irányban rotál
- d. a koronális síkban jobbra billent - a horizontális síkban felülnézetben az óramutató járásával azonos irányban rotál

### VII/5. Műtéti stratégiák

A műtét tervezése viszonylag egyszerű. Legfontosabb eleme, hogy az apikális részen az apexet alkotó csigolyák ellentétes elmozdulási tendenciáinak megfelelően két ellentétesen aszimmetrikus CAB kerül behelyezésre egymással szembeállítva (VII/15. ábra).



VII/15. ábra

A torakális apex instrumentálása szembeállított aszimmetrikus *Sanatmetal-CAB* horgokkal

- a. a CAB horgok kirajzolják a görbületet
- b. az egymás vetületébe hozott CAB horgok – mivel identikus pontokon rögzülnek – automatikusan a csigolyákat is egy vonalba hozzák

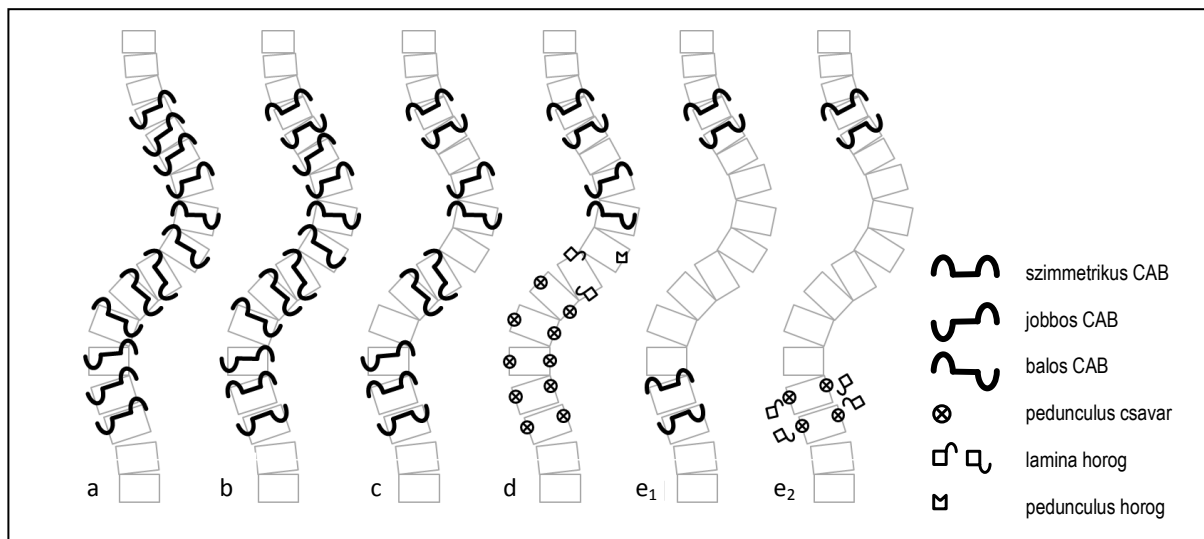
A klinikai bevezetés során nyert tapasztalatok alapján többféle instrumentálási sémát dolgoztunk ki. Az alábbiakban bemutatásra kerülő sémák az összes elvi lehetőséget nem fedik le, csupán azok kerülnek itt bemutatásra, amelyekkel már elegendő saját tapasztalatot is sikerült szereznünk. A példák alapjául egy **Lenke 3.** típusú, torakális főgörbületű kettős görbület sémáját vettem, ahol tehát két apikális régióval van dolgunk, egy torakális és egy lumbális strukturális görbülettel.

Az instrumentálási alapsémák a következők:

- a. Ha az apikális csigolya vízszintes, akkor azt nem instrumentáljuk, csak a közvetlenül alatta és felette lévő csigolyákat, egyébként az apex felett és alatt kizárólag ellentétesen aszimmetrikus CAB-ok kerülnek beültetésre (VII/16.a. ábra).
- b. Mind kraniálisan, mind kaudálisan a végcsigolyákat és azok a görbületen belül lévő szomszédos csigolyáit egy-egy szembe állított, szimmetrikus CAB rögzíti (VII/16.b. ábra).
- c. Elegendően mobilis vagy mobilizálható gerinc esetén lehetőség van az a. séma alkalmazása esetén bizonyos szinteket nem instrumentálni, b. séma esetén ugyancsak ki-

hagyható néhány szint, kivéve a montázs alsó és felső végét, illetve az apikális szakasz egymással szembe állított CAB horgait (VII/16.c. ábra).

- d. Mint az előzőekben már többször is említésre került, alapvetően a CD elvű rendszerek kiegészítő implantátumaként lett definiálva a CAB horog. Így szükség esetén akár pedunculus csavarokkal, akár *lamina* vagy *pedunculus* horgokkal is kombinálhatóak a montázsok (VII/16.d. ábra).
- e<sub>1</sub>. *Gerincszabályozás* (ld. VII/6. fejezet) bizonyos eseteiben elegendő lehet az alsó és felső végcsigolyapár szembeállított szimmetrikus CAB-okkal való instrumentálása és ezek szubkután bevezetett rúddal való összekötése (VII/16.e<sub>1</sub>. ábra)
- e<sub>2</sub>. Az e<sub>1</sub>-nek megfelelő megoldás, azzal a különbséggel, hogy az alsó végcsigolyán és annak szomszédján CD elvű implantátumok (horgok vagy csavarok) kerülnek behelyezésre (VII/16.e<sub>2</sub>. ábra).

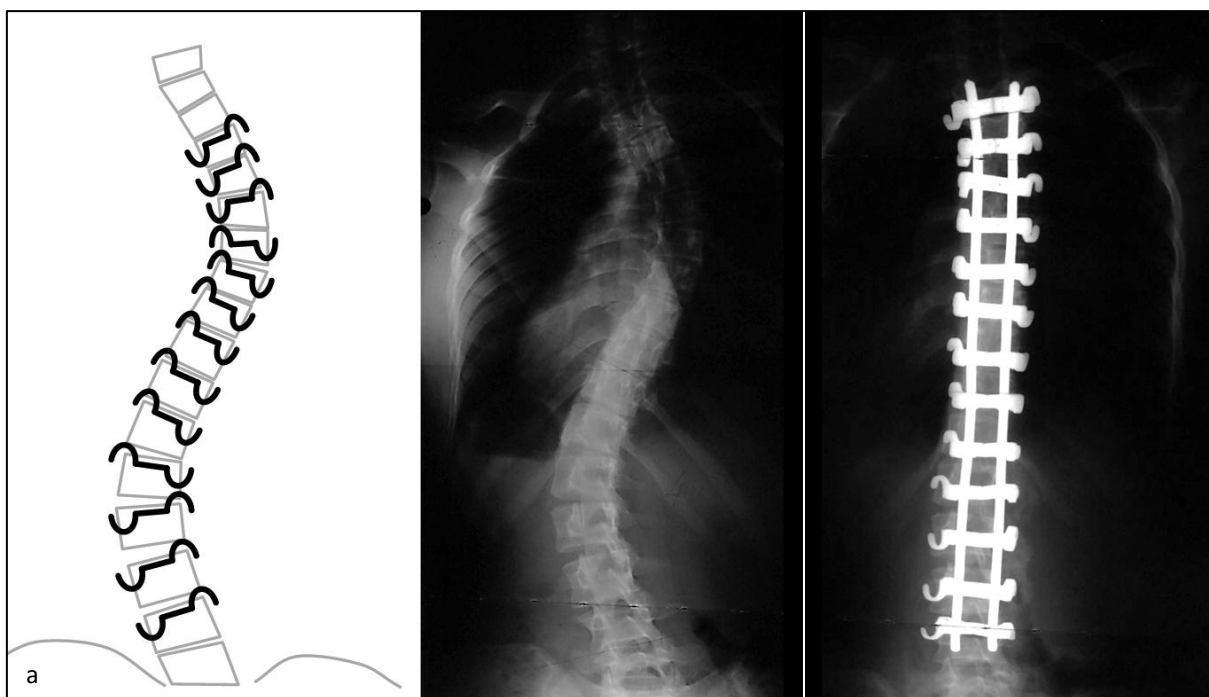


VII/16. ábra

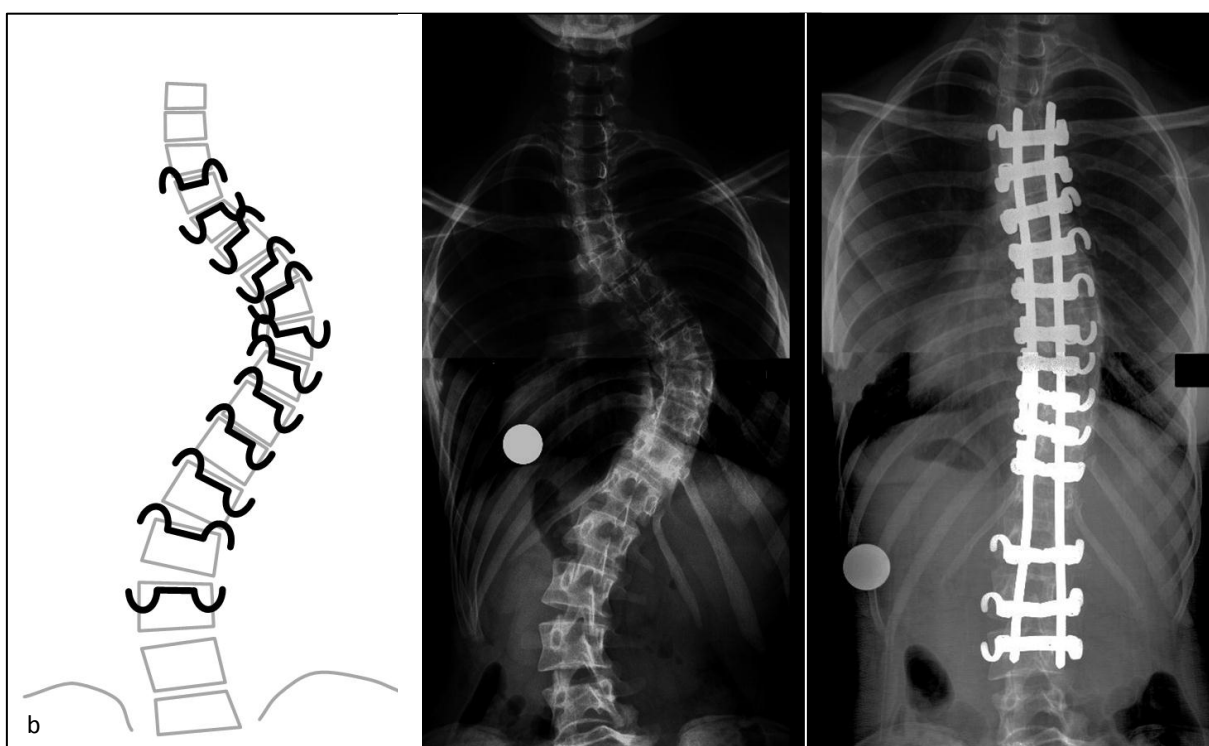
**CAB horgokkal megvalósítható korrekciós sémák az eddigi gyakorlatunk alapján**

- a. az apexek alatt és felett ellentétesen aszimmetrikus CAB-ok
- b. mint a., de a végcsigolyákon és a görbületen belül mellettük lévőként szembe állított szimmetrikus CAB-pár
- c. mint b., de nincs minden egyes szint instrumentálva
- d. CAB horgok és CD elvű implantátumok egyidejű (tetszőleges) kombinálása
- e<sub>1</sub>. a végcsigolyák és azok szomszédos csigolyáinak instrumentálása alul-felül CAB horgokkal (kizárólag gerincszabályozás korai eseténél)
- e<sub>2</sub>. a végcsigolyák és azok szomszédos csigolyáinak instrumentálása felül CAB horgokkal, alul pedig *pedunculus* csavarokkal vagy egyéb, CD elvű implantátumhorgokkal (kizárólag gerincszabályozás korai eseténél)

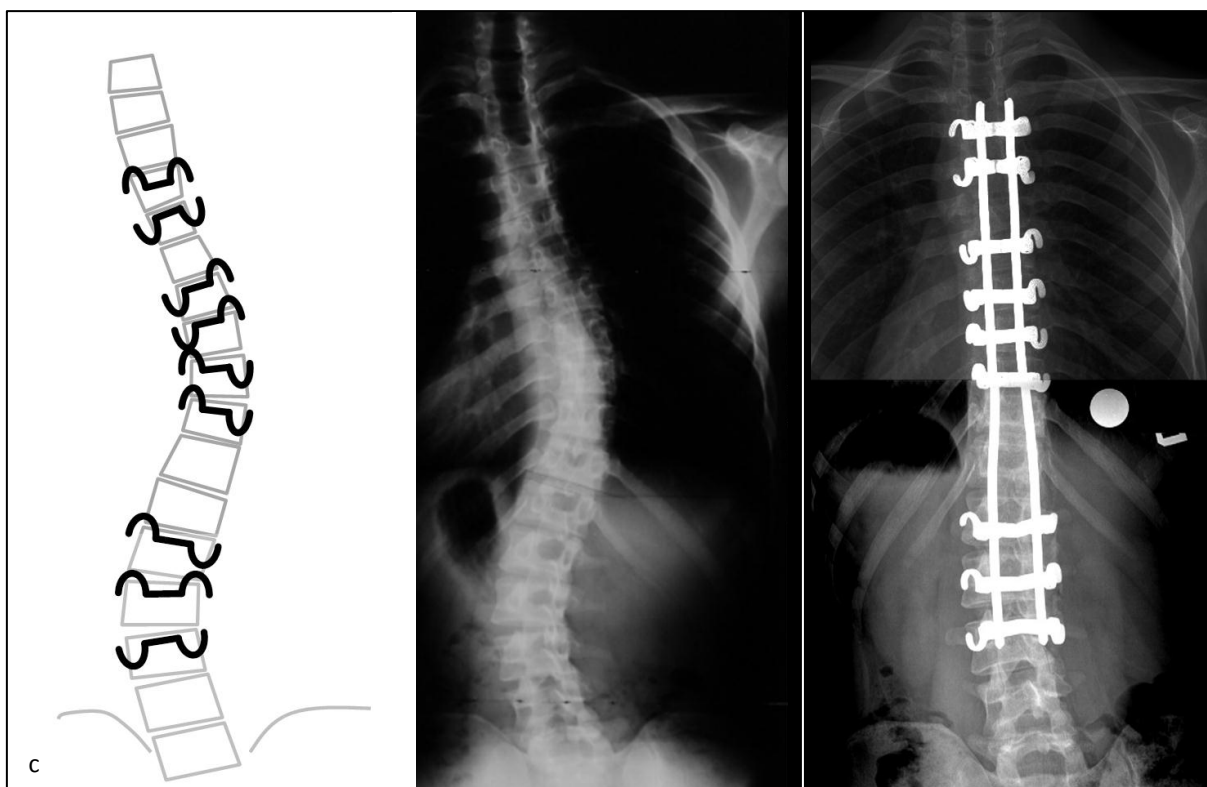
A továbbiakban a fenti sémákat egy-egy ezek alapján megoperált beteg példáján keresztül mutatom be (VII/17-22. ábra):



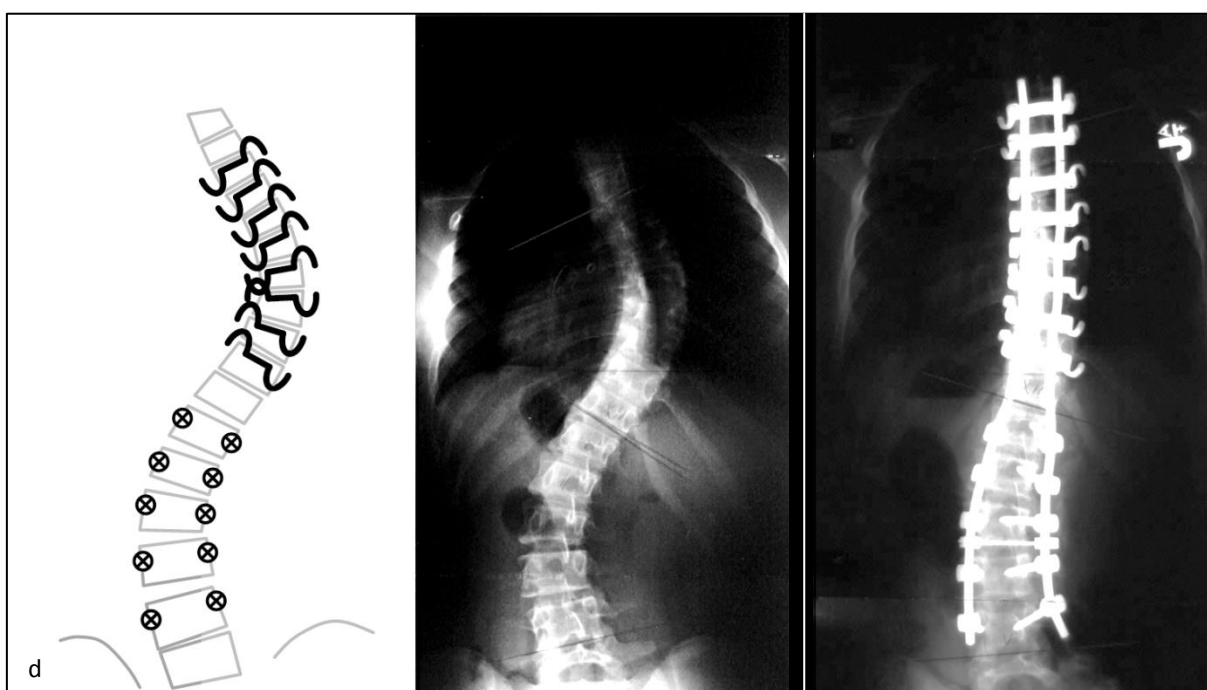
VII/17. ábra  
Műtétekor 18 éves lány, *Lenke 6.* görbület



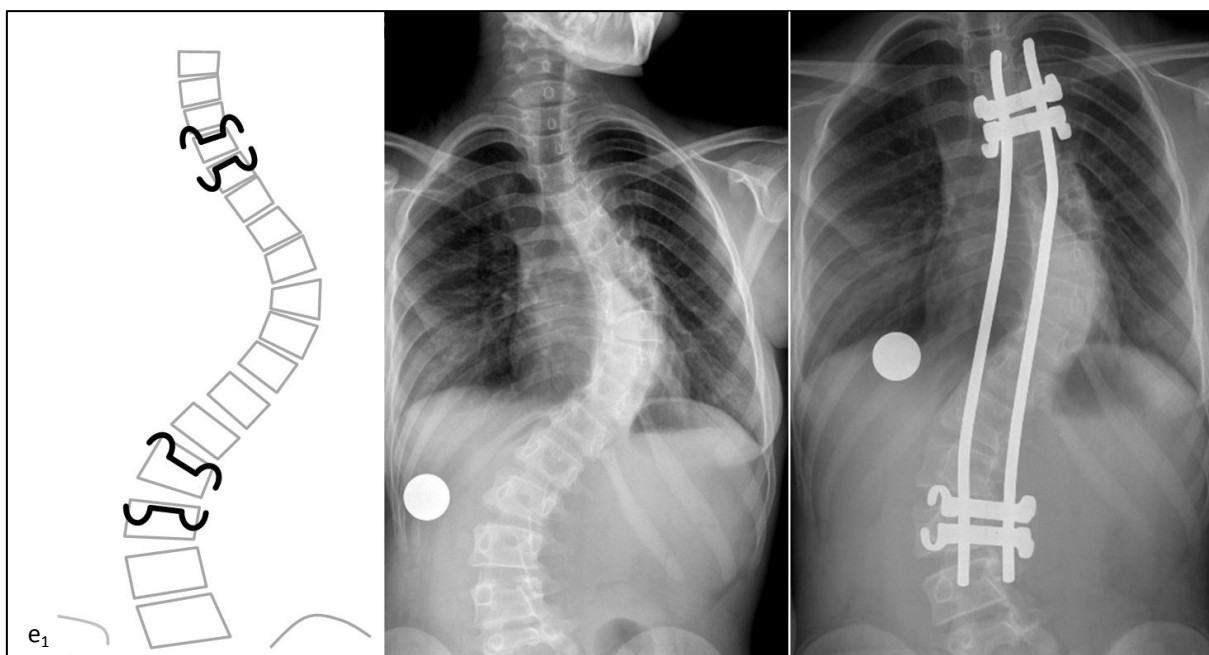
VII/18. ábra  
Műtétekor 19 éves lány, *Lenke 2.* görbület



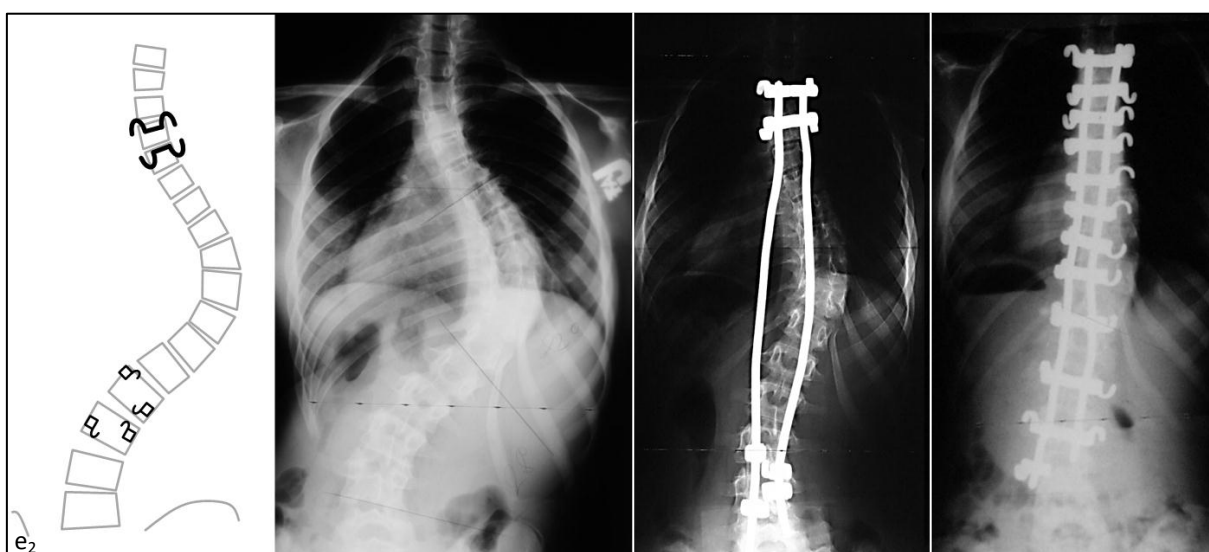
VII/19. ábra  
Műtétekor 19 éves fiú, Lenke 5. görbület



VII/20. ábra  
Műtétekor 14 éves lány, Lenke 1. görbület



VII/21. ábra  
Műtétekor 13 éves lány, *Lenke 1.* görbület



VII/22. ábra  
Első műtétekor 12 éves, második (definitív) műtétekor 15 éves lány, *Lenke 2.* görbület

Tekintettel arra, hogy egy klinikai vonatkozásban új implantátumról van szó, az azzal szerzett további tapasztalatok a későbbiekben akár jelentős mértékben is módosíthatják a korrekció stratégiáját, de a lényeg minden valószínűség szerint alapvetően a CAB horog nyújtotta jelentős térbeli mozgásszabadság célszerű kiaknázása marad.

## VII/6. Gerincszabályozás

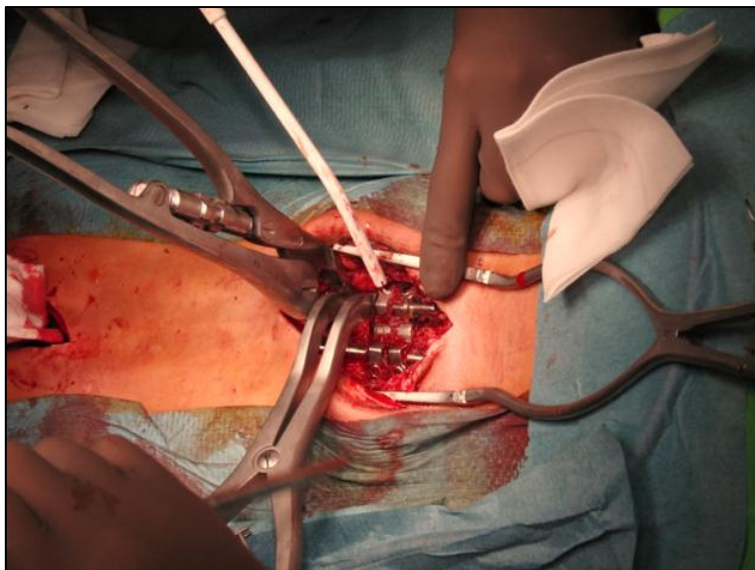
Amint arról a történeti áttekintéssel foglalkozó I. fejezetben már szó volt, amennyiben a gyermek még növekedésben van, és ezáltal magának a gerincnek a növekedése is várható, a pulmonális elégtelenség, a hibás testarányok és a *Crank-shaft* fenomén (63) elkerülése végett a posztero-laterális dézis alkalmazása még kerülendő. Ilyenkor tehát dézis nélküli korrekciókat végzünk, aminek munkacsoportunk a *Gerincszabályozás* nevet adta. Bár az ún. *Growing Rod* rendszerek sokáig úgy tűnt, hogy megoldották a gerincszabályozás instrumentálásának technikáját, utóbb kiderült, hogy ezek a műtétek sem problémamentesek (19). A gerincszabályozás ideális technikáját továbbra is keresi a szakma (98,118,188,198,204).

A szkoliózis konzervatív kezelésének egyik problémája, hogy a növekedésben lévő gyermek mozgásigénye nagy, ugyanakkor éppen abban a korban kerülnek a legtöbbször fűzőbe ezek a kamaszodó vagy serdülő gyerekek, amikor pszichésen is jelentősen érinti őket minden negatív külsőség. Így a mozgásbeli restriktciók mellett a merev fűző viselésének a szükségessége az egyik leggyakoribb konfliktusforrás a gyerek és hétköznapi környezete, illetve kezelőszemélyzete között (44,118). A CAB horgok alkalmazása az ilyen esetekben szükséges nagy korrekciós nyomatókat viszonylag kis erővel képes megoldani, így megbízható stabilitást biztosít a nem detizált gerincnek.

A korrekció filozófiája itt alapvetően háromféle lehet:

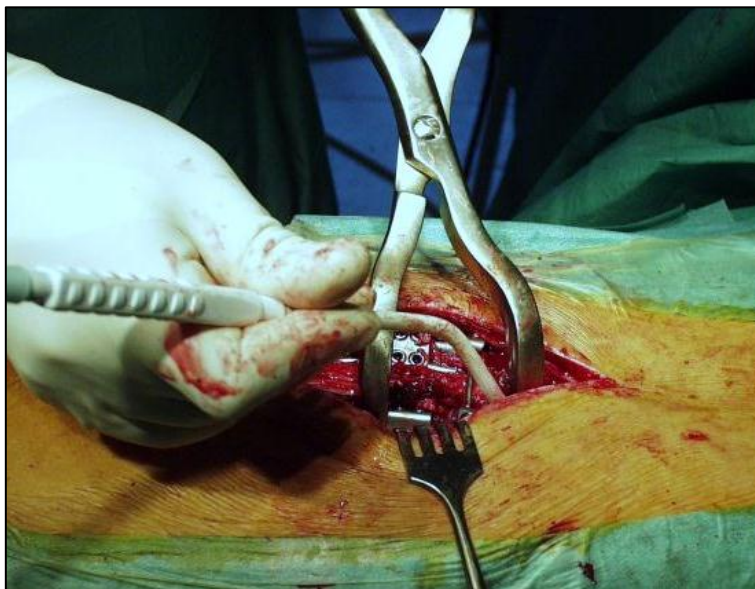
1. Dönthetünk a kóros szakasz teljes instrumentálásáról, a fentiekben bemutatott technikák bármelyike szerint (VII/16a.,b.,c.,d. és VII/17-20. ábra). Ennek előnye a nagy stabilitás és így a fűző nélküli lét biztonsága. Hátrányát ugyanakkor az jelenti, hogy a növekedést követő időnkénti spannolás során gyakorlatilag az egész gerincet ismét fel kell tární, és a feltárás ilyenkor már értelemszerűen heges környezetben zajlik, sőt helyenként akár spontán fúziók is létrejöhetnek, ami a műtétet technikailag nehezíti és biológiailag is kedvezőtlenebb helyzetet teremt.
2. A másik lehetőséget az jelenti, ha a görbület kraniális és kaudális végét instrumentáljuk (VII/16.e<sub>1</sub>,e<sub>2</sub>. ábra és VII/21,22. ábra). Itt is használhatunk két hosszanti rudat (lehetőleg szubkután behelyezve), oly módon, hogy a rudak a további nyújtási szükségletnek megfelelő mértékben túlérjenek a legalsó vagy legfelső implantátumokon. A gerinc elongációi során a hosszabbra hagyott rúdvégnek megfelelően kell feltárni a horogpárt, és itt végezzük el az elongációt (VII/23. ábra). Előnye ennek a módszernek, hogy az apex érintetlen marad. Mivel az elongációk nem jelentenek nagy műtéti megterhelést, azt a korán kezdődő, ún. *Early Onset* szkoliózisok esetén érdemes többször is elvégezni (3).





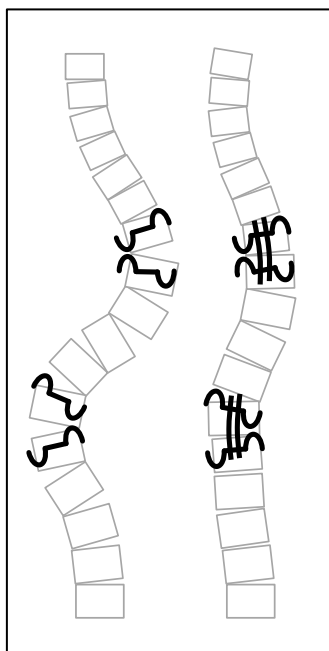
VII/23. ábra  
Elongáció vég-instrumentált gerincszabályozás esetén

Ennek alternatívája, hogy a két hosszanti rúd helyett két-két, egymással részben fedésben lévő rudat helyezünk be, amelyeket az ún. dominó implantátummal rögzítünk mindkét oldalon egy-egy rúddá, és a növekedést követő spannolás során csak a dominó feltárása szükséges a kettős rudazatok hosszabbítására (VII/24. ábra). Itt azonban már elveszítjük az apex érintetlenségéből a definitív műtét során jelentkező előnyt.



VII/24. ábra  
Dominóval végzett gerincszabályozás

3. A **McCarthy**-féle (149,200,216) *Growth guidance* szellemében elvileg az apikális régió korrekciójára is alkalmasak a CAB horgok. Saját gyakorlatunkban ezt a módszert – amelynek lényege az izolált apikális posztero-laterális fúzió – csak hosszú montázs beültetése mellett végeztük, azonban nem kizárt, hogy lennének olyan esetek, ahol elegendő lenne csupán a növekedésben lévő gerinc apikális szakaszán vagy szakaszain szembe állított CAB horgokkal instrumentálni és detizálni (VII/25. ábra).



VII/25. ábra

Eddig még ki nem próbált, teoretikus lehetőség a **McCarthy**-féle apikális dézis instrumentálására egy *Lenke* 3. kettős görbület esetén

## **VIII. A Sanatmetal-CAB horgokkal szerzett klinikai eredmények**

- 1. Bevezetés**
- 2. Anyag és módszer**
- 3. Eredmények**
- 4. Megbeszélés**

A *JBS-CAB* horgok kezdeti sikerén (46,50) felbuzdulva számos nehézség ellenére hol ipari partnerrel, hol egymagam folytattam a fejlesztő munkát, amíg kialakításra kerültek a *Sanatmetal-CAB* horgok. Ezek klinikai bevezetése hét éve kezdődött meg a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikáján. Kezdetben mindegyik, az értekezésben bemutatott műtét magam végeztem vagy asszisztáltam. Eredményeink biztatóak és bátran összevethetőek mások más technikákkal elért eredményeivel. Időközben kialakult a személyes és a kollektív intézményi rutin is, ami mind a korrekció mértékének javulásában, mind a műtégi idő rövidülésében megnyilvánul. Újabban már nem is veszek részt mindegyik műtétben, ami a technika kiforrottságának és egységesülésének egyik biztos jele (52).

### VIII/1. Bevezetés

2007 szeptemberétől alkalmazzuk a *Sanatmetal-CAB* horgokat. Az időközben végzett fejlesztések eredményeként az V. fejezetben bemutatott teljes implantátumkészlet 2009 óta áll rendelkezésünkre. A legutóbbi időig mint kiegészítő implantátumot alkalmaztuk, ami azt jelenti, hogy az *SCS* (Eurosururgical, Beaurains, Franciaország) egyéb implantátumaival kombinálva került alkalmazásra.

### VIII/2. Anyag és módszer

2007 szeptember és 2013 szeptember között 62 olyan beteg szkoliózis műtéténél használtunk *Sanatmetal-CAB* implantátumokat, akik korábban gerinc korrekciós műtéten nem estek át.

5 esetben a hátsó feltárást ventrális felszabadítás és több hetes *halo* húzítás előzte meg.

4 esetben alkalmaztunk a *CAB* horgok mellett *SCS* horgokat, 9 esetben *pedunculus* csavarokat és 4 esetben egyidejűleg *SCS* horgokat és *pedunculus* csavarokat.

2009-től állnak rendelkezésre lumbális *CAB* horgok, így az utolsó 37 esetben 1 kivétellel kizárólag *CAB* horgokat alkalmaztunk.

26 esetben a fennálló nagy növekedési potenciál miatt gerincszabályozást végeztünk artrodézis nélkül vagy az apikális csigolyák konvex oldali detizálásával. Ezeknél a pácienseknél a növekedés befejezte után történt vagy fog történni detizálás.

A többi esetben primeren elvégeztük a posztero-laterális dézist autológ és/vagy heterológ csonttal.

A műtetre került betegeknél a nő/férfi arány 7,8:1 (55 nő:7 férfi) volt. A páciensek átlagéletkora a műtét idején 16,4 (11-45) év, az átlagos utánkövetési idő 32,8 (1-73) hónap volt.

Az átlagos préoperatív **Cobb** szög 63,4° (28°-118°), míg a radiológiai fekvő törzhajlításos (ún. *bending*) tesztek során a betegek konvex irányba dőlésekor az átlagérték 40,7° (4°-114°) volt. A görbületeket korábbi klinikai gyakorlatunkban a **King** (117) által javasolt beosztás szerint osztályoztuk. Így érthető módon a kiértékelés eredetileg ennek megfelelően történt. Mivel az utóbbi időben áttértünk a **Lenke**-féle (132) klasszifikáció használatára, utólag e szerint is osztályoztuk eseteinket. Ez magyarázza, hogy a VIII/I. táblázatban mindkét beosztás megtalálható. A klasszifikáció kérdése egyébként továbbra sem tekinthető lezártnak, a számítástechnikán alapuló adatbázisok létrehozása várhatóan új irányelvek kidolgozására fog lehetőséget biztosítani (152).

### VIII/3. Eredmények

A mérvadó irodalom (205) alapján kiszámoltuk a betegek *Cincinnati Korrekciós Indexét* (a továbbiakban *CCI* = *Cincinnati Correction Index*) az alábbiak szerint:

$$\text{Preoperative Flexibility (PF)(\%)} = \frac{\text{Preoperative Erect Cobb angle} - \text{Supine Bending Cobb angle}}{\text{Preoperative Erect Cobb angle}} \times 100$$

$$\text{Postoperative Correction (POC) (\%)} = \frac{\text{Preoperative Erect Cobb angle} - \text{Postoperative Erect Cobb angle}}{\text{Preoperative Erect Cobb angle}} \times 100$$

$$\text{Cincinnati Correction Index (CCI)} = \frac{\text{Postoperative Correction (POC) (\%)}}{\text{Preoperative Flexibility (PF) (\%)}} \times 100$$

Az axiális rotáció mérésének megbízható klinikai módszere továbbra sincs. Mivel a CAB horgok az instrumentált csigolyák *processus transversus*ainak, illetve *costarius*ainak bázisán, két oldalon, szimmetrikus helyen rögzülnek, a horgok vetüléséből minden egyes csigolya elbillenésére, illetve rotációjának mértékére nagy biztonsággal következtetni lehet. Ezeket azonban rutinszerűen nem számszerűsítettük, de megkezdjük a kérdés tudományos megközelítését, amint az a IX. fejezetben tárgyalásra kerül.

A görbületek típusát **King** és **Lenke** szerint osztályozva a VIII/1. táblázat mutatja.

Egyetlen betegünket sem veszítettük szem elől az utánkövetés számára. A feldolgozás idejéig minden beteg elégedett az eredménnyel, fájdalom, korrekciós veszteség, implantátum tönkremenetel vagy infekció nem fordult elő.

Az átlagos préoperatív **Cobb** szög 63,4° (28°-118°) átlagosan 28,4°-ra (4°-89°) csökkent.

Mindezen adatok alapján kiszámítottuk a *CCI*-t, aminek értéke 3,17 (0,63-54,00) lett.

S.sz.	Nem	Életkor a műtét időpontjában (év)	Utánkövetési idő (hónap) 2013.10.01-ig	Dézis	King-Moe	Lenke	Műtési idő (perc)	Műtét típusa	Cobb szög			CCI (POC/PF)
									préop.	bending	posztóp.	
1	n	14,25	73	x	King II.	3CN	525	CAB+SCS	58	40	36	1,22
2	n	24,25	67	x	King III.	2BN	445	CAB+SCS	48	30	26	1,22
3	f	16	64	x	King III.	1AN	405	CAB+SCS	64	31	22	1,27
4	n	18	62	x	King I.	5C-	280	CAB+SCS	28	8	6	1,10
5	n	16	62	x	King I.	5C-	625	CAB+SCS	48	40	38	1,25
6	n	24,5	62	x	King V.	2B+	555	Ventrális release + CAB+SCS	90	78	60	2,50
7	n	12,75	59	0	King IV.	1AN	290	CAB+SCS	82	52	42	1,33
8	n	15	58	x	King III.	2AN	495	Ventrális release + CAB+SCS	84	65	46	2,00
9	n	14,75	56	0	King III.	1BN	370	CAB+SCS	72	67	48	4,80
10	n	23,25	54	x	King III.	1AN	380	CAB+SCS	34	20	12	1,57
11	f	25,75	53	x	King III.	1AN	335	CAB	48	29	20	1,47
12	n	46	52	x	King III.	2AN	510	CAB+SCS	82	46	32	1,39
13	n	17,5	51	x	King I.	5CN	350	CAB+SCS	38	12	4	1,31
14	n	14,5	51	x	King II.	3BN	555	CAB+SCS	62	46	30	2,00
15	n	17	51	x	King I.	5CN	445	CAB+SCS	50	30	20	1,50
16	n	19,25	47	x	King III.	1BN	440	CAB+SCS	38	24	26	0,85
17	n	14	47	0	King II.	1AN	310	CAB	50	20	20	1,00
18	n	18,5	47	x	King II.	1BN	435	CAB	42	18	12	1,25
19	n	14,5	45	x	King I.	1CN	385	CAB+SCS	56	30	14	1,61
20	n	16,25	42	x	King II.	1B-	480	CAB+SCS	58	4	24	0,63
21	n	13	42	0	King V.	2A-	370	CAB	88	54	42	1,35
22	n	14,5	42	0	King II.	1CN	300	CAB	56	36	22	1,70
23	n	12,75	41	0	King III.	2AN	405	Ventral release + CAB	76	75	22	54,00
24	n	16,25	41	x	King II.	1AN	320	CAB+SCS	32	6	8	0,92
25	n	14	40	x	King I.	3C-	335	CAB	68	50	20	2,67
26	n	18,75	39	x	King II.	1CN	355	CAB	58	20	10	1,26
27	n	12	39	0	King III.	1AN	285	CAB	70	34	14	1,56
28	n	11,5	36	0	King IV.	2AN	270	CAB	56	32	34	0,92
29	n	18,5	36	x	King III.	1B-	310	CAB	52	26	16	1,38
30	f	15,75	36	x	King III.	2A-	445	CAB	92	64	36	2,00
31	f	14,75	35	x	King II.	3C-	495	CAB	74	20	36	0,70
32	n	19,25	34	x	King III.	1AN	385	CAB	70	38	14	1,75
33	f	18,75	31	x	King III.	2AN	445	CAB	70	58	40	2,50
34	n	13,75	31	0	King II.	1BN	285	CAB	52	20	12	1,25
35	n	15,5	29	x	King III.	1A-	280	CAB	38	8	8	1,00
36	n	16	29	x	King IV.	1BN	320	CAB	70	28	10	1,43
37	n	18,25	27	x	King III.	5CN	219	CAB	40	8	8	1,00
38	n	19,75	27	x	King II.	1BN	360	CAB	52	34	30	1,22
39	n	12,25	24	AP	King II.	4B+	335	CAB	72	50	38	1,54
40	n	13,25	24	ap	King II.	1BN	310	CAB	70	52	26	2,44
41	n	13,25	24	ap	King II.	1BN	330	CAB	58	30	24	1,21
42	n	13,5	24	ap	King II.	1AN	295	CAB	46	45	30	16,00
43	n	14,25	18	0	King III.	1AN	400	CAB	50	20	12	1,27
44	n	13	18	0	King V.	2C+	455	CAB	102	60	64	0,90
45	n	12,75	16	ap	King IV.	2BN	380	Ventrális release+CAB	100	95	44	11,2
46	n	16,75	16	x	King I.	5CN	270	CAB	64	30	30	1,00
47	f	19,5	15	x	King II.	1B-	300	CAB	32	14	6	1,44
48	n	19,25	15	x	King II.	2BN	290	CAB	68	50	31	2,06
49	n	13	15	0	King III.	2AN	270	CAB szubkután	118	114	68	12,50
50	n	15,5	14	0	King V.	1BN	285	CAB	68	56	24	3,67
51	n	18,25	14	x	King III.	1AN	265	CAB	30	15	4	1,73
52	n	13,75	14	0	King II.	1BN	195	CAB szubkután	86	56	44	1,40
53	n	18,25	14	x	King II.	1AN	300	CAB	42	22	8	1,70
54	n	14,5	8	0	King V.	2AN	260	CAB	65	41	23	1,75
55	n	13,75	5	0	King II.	3C-	380	CAB	78	75	46	10,67
56	n	11,25	5	0	King III.	1A-	285	CAB	65	40	32	1,37
57	f	11,75	4	0	King II.	3CN	220	CAB	71	43	40	1,11
58	n	16,25	4	x	King V.	2A-	315	CAB	70	56	23	3,35
59	n	14,25	3	0	King III.	1AN	180	CAB szubkután	52	34	32	1,11
60	n	15,75	2	x	King V.	2C+	420	CAB+SCS	108	103	89	3,80
61	n	13	1	0	King III.	1A-	245	CAB szubkután	82	46	46	1,00
62	n	14,75	1	0	King III.	1BN	240	CAB szubkután	91	79	59	2,67
Átlag		16,40	32,83	-	-	-	355,23	-	63,45	40,76	28,44	3,17

VIII/I. táblázat

A feldolgozott első 62 klinikai eset legfontosabb paraméterei

Kizártuk a számításból azokat az eseteket, ahol a préoperatív flexibilitás 10%-nál kisebb volt ( $PF < 0,1$ ). Ennek a szélsőséges rigiditási mérőszámnak két oka is lehetett: vagy valóban nagyon rigid volt a gerinc, vagy a beteg nem működött jól együtt a *bending* felvételek készítése során, aminek például pszichés oka is lehetett. Ezeknek az adatoknak a figyelmen kívül hagyásával kivédtük azt a meg tévesztő helyzetet, hogy a statisztikai értékelés során pusztán egy-két irreleváns préoperatív vizsgálati lelet miatt kapjunk a módszer hatékonyságát túl- vagy alulértékelő arányszámokat.

Az így módosított CCI 1,52 (0,62-3,67), ami annyit jelent, hogy a korrekciós eredményeink a *bending* teszt során előre jelzett hajlékonyságot mintegy 52%-kal meghaladták. Az átlagos műtési idő 355 perc volt, ami teljesen korrelál az irodalmi adatokkal (60). A páciensek deformálásával és korrekciójával kapcsolatos legfontosabb adatokat az VIII/I. táblázat tartalmazza.

A feldolgozott szériában ptx, htx, idegsérülés, hasi érsérülés nem fordult elő. Implantátum eltávolításra egy esetben került sor fertőzés gyanúja miatt, de a fellépett váladékozás végül is sterilnek bizonyult. A beteg kezelését az összes körülményt figyelembe véve konzervatív folytattuk.

#### VIII/4. Megbeszélés

A VIII/I. táblázat jól mutatja, hogy amint időben haladtunk előre az operációkkal, a műtési eredmények egyre javultak, és a műtési idő egyre csökkent. Mindezek alapján elmondható, hogy a CAB horgok beváltották a hozzájuk fűzött reményeket.

A *costotransversalis* résbe való beillesztésük súlyosan deformált gerincek esetén is könnyű, és alkalmazásuk nem igényel semmilyen radiológiai támogatást (röntgen képerősítő, CT). Implantátum specifikus műszerigénye csekély. Az elért korrekciós index több, mint kielégítő (213). Még ha saját gyakorlatunkban nem is találoztunk *processus transversus* töréssel, ilyen esetben, vagy nagyon csökevényes *processus transversus* esetén a CAB gond nélkül kombinálható egyéb két rudas rendszer horgaival vagy csavarjaival. Ennek két kritériuma az alapanyag és a rúdátmérő azonossága.

## **IX. A CAB horgokkal kapcsolatos további fejlesztési irányok**

- 1. Műtéti előkészítés**
- 2. Kerekesszékes halo-húzatás**
- 3. Gerinc műtőasztal**
- 4. A Spine Knows Better (SKB) technika**
- 5. A szkoliózis rotációs komponensének mérése**

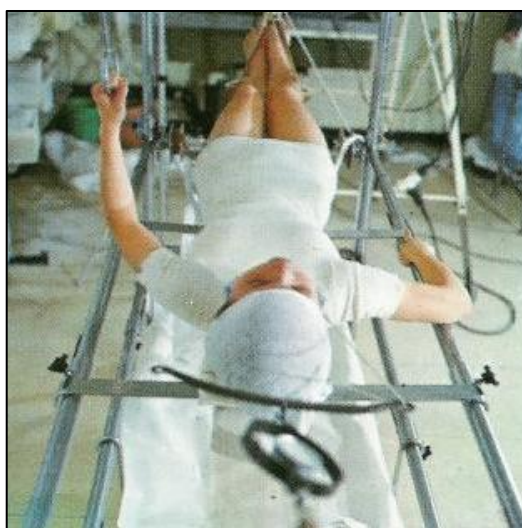


Az orvostudomány számos területén a technikai innováció soha nem látott fejlődést biztosít. A gerincdeformitás sebészet is ezek közé a területek közé tartozik. Így nem meglepő, hogy miközben jó eredménnyel folynak a CAB horgokkal végzett korrekciós műtétek, mind a műtéti előkészítés, mind a műtéti technika, mind a használandó műtőasztal, mind a műtéti eredmények kiértékelése területén vannak újabb gondolataim, melyek a gyakorlatban még nem, vagy csak rövid ideje kerültek bevezetésre, de úgy tűnik, a módszerek véglegesítése után lehet rutinszerű alkalmazásuknak létjogosultsága (44,45,54,89,142).

### IX/1. Műtéti előkészítés

Mind a mai napig nincs valódi egyetértés a gyógytornászok és gerincsebészek, de sokszor még a gerincsebészek körében egymás között sem az idiopátiás szkoliózis konzervatív kezelését illetően (44,45). Ezzel önmagában nincs is probléma, alapvetően több iskola van, ahol különböző megközelítésekkel hasonlóan jó eredményeket tudnak felmutatni, amint erre az *Előszóban* céloztam is.

A munkacsoportunk által képviselt elv a már egyértelműen műtetre kerülő betegek műtét előtti tornájával és fűzőviselésével kapcsolatos nézetei tekintetében áll szemben számos intézmény gyakorlatával. Mihelyt a műtét indikációja fennáll – hacsak nem paralitikus *collapsing spine* esetéről van szó –, még a nem idiopátiás szkoliózisok esetében is a fűző viselését elhagyjuk, vagy legalábbis nagymértékben liberalizáljuk. Ezzel a jó fűző által a nyomási pontokon sokszor hiperémiássá tett bőr állapota normalizálódhat a műtét idejére, de ami sokkal fontosabb, egy nagyon agresszív mobilizálási programba kezdünk. A **Cotrel**-féle elongáció-derotáció-flexió (38) megvalósítására szolgáló eszköz (**Cotrel**-keret) (IX/1. ábra) nem mindenki számára hozzáférhető, ezért ennek pótlására egy saját módszert dolgoztunk ki.



IX/1. ábra  
Az ún. Cotrel-keret

Ennek lényege, hogy a nyaki szakasz felől az áll és a tarkó alatt vezetett bőrszíjból készült **Glisson**-féle extenzióval, míg a medence irányából egy bőr hevederrel biztosítjuk a gerinc hosszirányú nyújtását háton fekvő helyzetben. A derotációt a hagyományosan sebkötőzésre használt, nagy tapadóképességű és különböző szélességben elérhető *Mefix* (*Mölnlycke Health Care*, Göteborg, Svédország,) ragasztócsíkokkal érjük el. Azokat a beteg hátára a bordapúptól kiindulva ragasztjuk fel, majd a mellkasfalán átvezetve 3-5 kg-os súllyal húzatjuk, ezáltal az adott szakaszt derotáljuk. Egyidejűleg – az arányos ellentartás végett – az ágyéki szakaszra is felhelyezünk egy hasonló mértékű, de ellentétes irányú húzatást. A medence hevederére általában 20-25 kg-os súly kerül, természetesen mindig figyelembe véve a beteg alkát és tűrőképességét (IX/2. ábra).



IX/2. ábra  
Saját elongációs-derotációs technikánk

Műtét előtt egy hétre hospitalizáljuk a betegeket, naponta 2×30-45 percre végzünk húzatást. Ez az az időtartam, amit a betegek meglepően jól bírnak. Emellett intenzív hát- és hasizomerősítést végeztetünk, amit a betegek már korábban, otthon elkezdnek. Ebben a helyzetben már nem az aszimmetrikus gyakorlatoktól remélünk javulást, hanem jó hátizomtömeg képzésével az implantátum jobb fedettségét, az izomzat jobb vérellátását, és így gyorsabb és biztosabb sebgyógyulást és dézis esetén biztosabb csontos konszolidációt remélünk. A hasizomzat erősítése az izomantagonizmus miatt, mint komplementer gyakorlat fontos.

A másik, szerintünk nagyon fontos, de sokak által vitatott gyakorlat, amit forszírozunk, a betegek bukfenceztetése. Mint tudjuk, a szkoliózis gerinc, ha nem is teljes egészében, de bizonyos szakaszain igen rigid módon viselkedik. A bukfenc – még ha nem is sikerül szabályosan kivitelezni – a gerinc teljes hosszában interszegmentálisan mobilizál, és ennek a mozgássorozatnak a gyógytornában nincs is hatékony alternatívája (IX/3. ábra).



IX/3. ábra

A bukfenc az összes csigolyát megmozgatja, ezáltal mobilizálja a gerincet

(Természetesen nagyfokú görbületnél, jelentős gibbozításnál, vagy egyéb akadályoztatottság esetén ezt nem erőltetjük.)

Az intenzív mobilizáló gyakorlatok végén készítjük el a *bending* felvételeket hanyattfekvő helyzetben, és az ekkor észlelt mobilitás alapján döntjük el, hogy van-e ventrális felszabadításra, és ezt követően néhány hét kraniális *halo* húzatás felhelyezésére szükség.

### IX/2. Kerekesszékes *halo*-húzatás

Áttekintve mind a hazai gyakorlatot, mind a nemzetközi irodalmat, azt tapasztaljuk, hogy a ventrális felszabadítást követően alkalmazott kraniális *halo* húzatás minden intézményben fekvő, anti-**Trendelenburg** helyzetbe állított ágyon történik, ésszerűen kihasználva ezáltal a *halora* helyezett súllyal szembeni gravitációs ellenhúzást. A legtöbb intézményben azonban fentlétkor különböző gurulós szerkezetekre applikált kraniális húzatást alkalmaznak, és a beteg séta közben részesül a test axiális húzatásában. Mindez azt is jelenti, hogy ilyenkor a beteg csak fekvő vagy álló/járó helyzetben lehet.

Azért, hogy a húzatás ülő pozícióban is megvalósulhasson, klinikánkon saját terveim alapján módosítottunk egy, a gyógyászati segédeszköz kereskedelembe beszerezhető kerekesszéket (89).

A módosítás lényege abban áll, hogy egy, a kerekesszék hátsó részén rögzülő daru-szerű szerkezet nyúlik a beteg feje fölé kellő magasságban, ami egy tetszőlegesen beállítható súlyozással felszerelhető csúszkán keresztül biztosít dinamikus ellenhúzást (IX/4. ábra). A módszer valódi jelentősége, hogy a ventrális felszabadítást követően a műtét után néhány nappal a beteg fiatalok már olyan jól vannak, hogy önállóan közlekednek a kerekesszékekkel, és a kézi

hajtásnak köszönhetően minden egyes kereket lendítő mozdulat során akarva-akaratlanul tovább mobilizálják a háti gerincszakaszt, a hosszanti húzást törzs rotációval és oldalirányú elhajlásokkal kombinálva. Így pusztán a mehetnékükből kifolyólag célirányos aktív tornával töltik a mindennapokat.



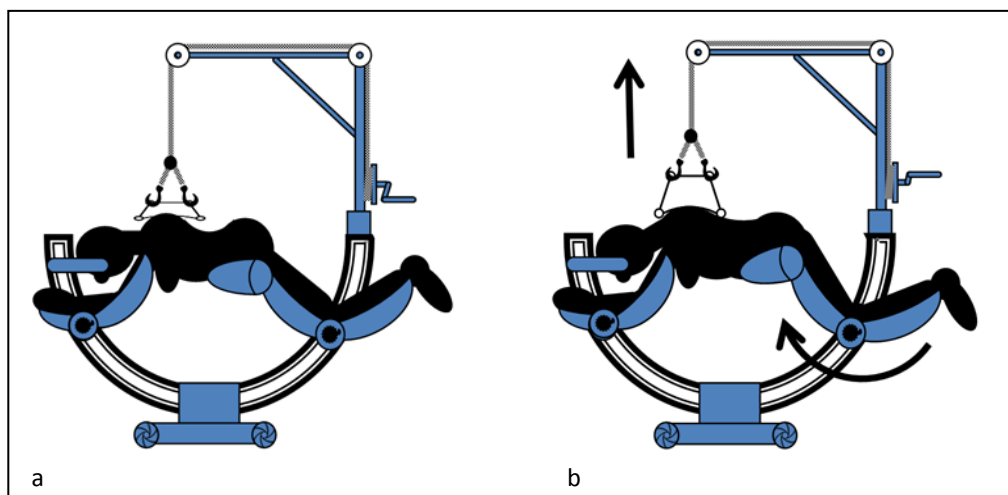
IX/4. ábra

- a. A halo-kerekesszék vázlatrajza
- b. A halo-kerekesszék használat közben
- c. A halo-kerekesszék felépítése
- d. A halo-kerekesszék dinamikus húzást biztosító tetszőlegesen súlyozható csúszkája

### IX/3. Gerinc műtőasztal

Amint a IV. fejezetben már leírásra került, a klasszikus CD műtétek jelentős része kraniális halo és egyidejű alsó végtagi húzás mellett történtek, vagy normál ortopédiai, vagy speciális gerincsebészeti műtőasztalon, amin lényegében egybefüggő asztallap helyett két hosszanti rúdra rögzített haránt hevedereken fektették a betegeket, minimalizálva ezáltal a mellkasra és a hasra eső nyomást. A halo koponyában rögzülő csavarjai és a speciális cipőn keresztüli kétirányú húzás nehézkes volt és a feji részen felesleges szövődményvesztélyt jelentett.

Az általam tervezett műtőasztal első változata egy körív alakú alapzatra épült (54,142). Ehhez egy daru-szerű kiegészítő alkotórészt is elképzeltem, ami a görbületnek megfelelően meghajlított rudat a CD elv alapján 90°-ban elforgatva korrigálta volna. Alapvetően az eredeti CD elvet próbáltuk volna ezáltal a CAB horgok hatásmechanizmusával módosítva alkalmazni (IX/5a.,b. ábra).



IX/5. ábra

Az eredeti saját tervezésű, nyújtásra és CD elvű derotációra tervezett műtőasztal

- a. Kiindulási helyzet
- b. Hosszirányú húzatás a térd körüli rotációval és egyidejű derotáció a daru-szerű szerkezeten keresztül

A műtőasztal legfontosabb újdonsága abban állt volna, hogy a gerinc axiális húzatását a derékszögben behajlított felkarok ellenében az ugyancsak derékszögben behajlított csípők mellett a comboknak a térd, mint fix forgáspont körül végzett billentésével végeztük volna. A valós méretű prototípus építése közben azonban számos olyan részlet okozott nehézséget, ami miatt egy másik formát választottunk.

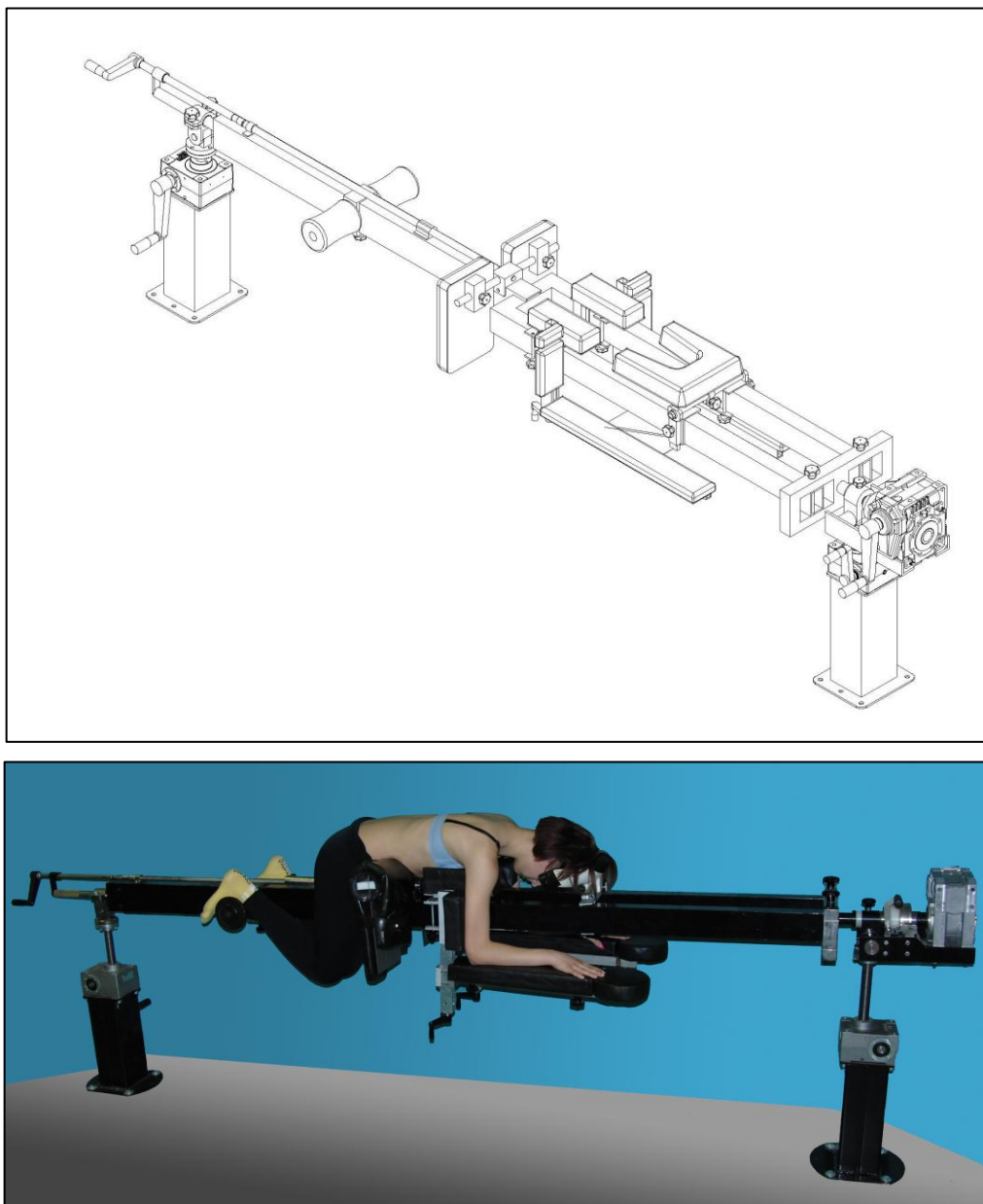
A módosított asztal két végén egy-egy magasságában egymástól függetlenül állítható tönkön áll, és az előzőhöz hasonlóan kvázi térd-könyök helyzetben fekvő beteg tetszőlegesen a hossz tengelye körül forgatható is rajta. A hosszirányú húzatást ennél a függőleges comb kaudális irányban történő elmozdításával valósítottuk meg. Az asztalnak több miniatürizált modelljét követően (IX/6. ábra) valós méretű prototípusát is elkészítettük (IX/7. ábra).



IX/6. ábra

Az általunk tervezett műtőasztal makettje

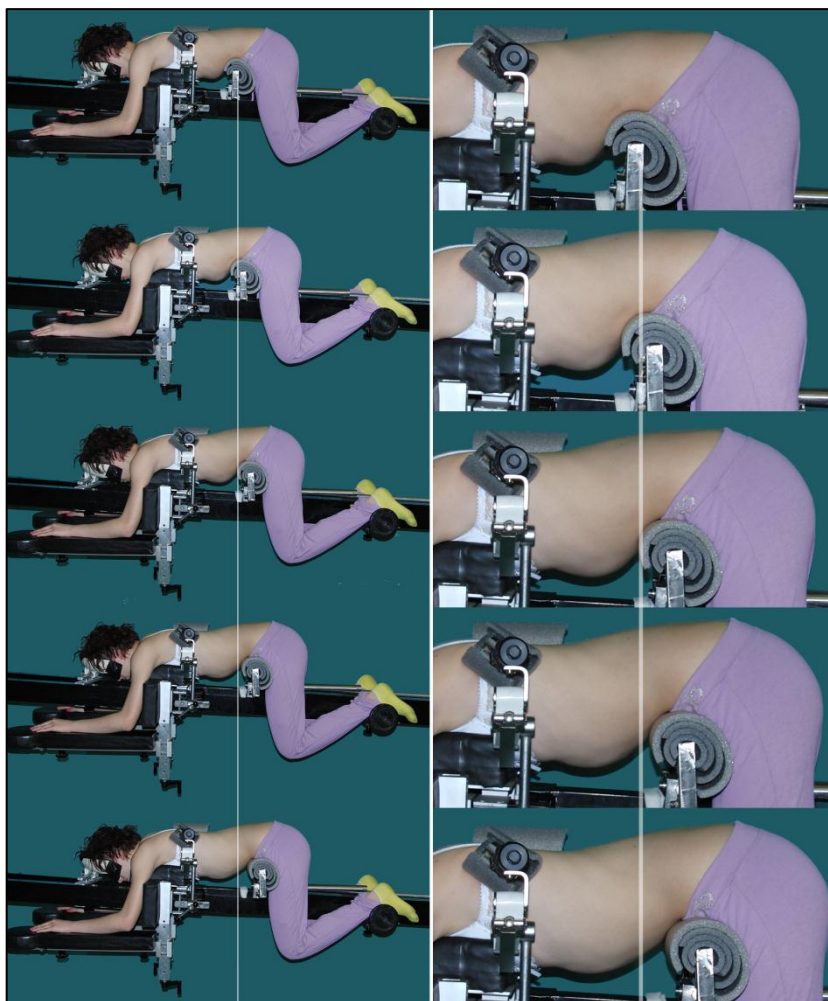




IX/7. ábra

Az általunk tervezett műtőasztal axonometriás rajza és valós méretű prototípusa

Jelenleg éber betegeken, ugyancsak műtéti előkészítésként használva teszteljük a műtőasztalt, ezáltal esetleges kellemetlen érzésekről, nemkívánatos nyomási pontokról be tudnak számolni (IX/8. ábra). (Itt szeretném megjegyezni, hogy a IX/1. szakaszban említett fizioterápiás előkészítést, akár csak ezt a módszert, nem csak műtetre előkészítéskor, hanem fűzőkezelés előtti mintavétel előtt is rutinszerűen végezzük.)



IX/8. ábra

Az új műtőasztal műtéti előkészítés során történő használata

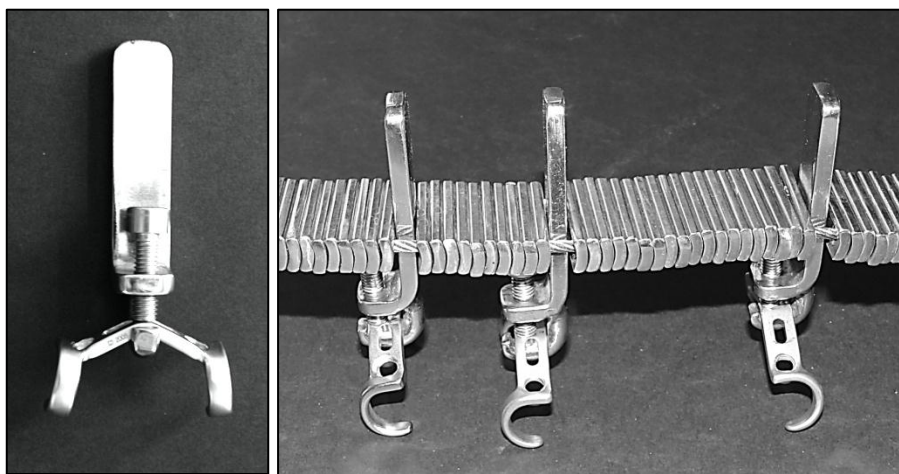
#### IX/4. A *Spine Knows Better (SKB)* technika

Akármelyik korábban vagy jelenleg használatos szkoliózis műtéti korrekciót tekintjük, elmondható, hogy végeredményben mindig a sebész dönti el, hogy épp melyik szakaszon és milyen erővel és mértékben korrigál. A CAB horgok bemutatása során már említésre került, hogy azok a görbületet alkotó csigolyák identikus pontjain és mindkét oldalon rögzülve, végül is azáltal korrigálnak, hogy az implantátumokat egymás vetületébe hozva, velük együtt a csigolyák is hasonlóképpen mozdulnak el (54,142).

A *Spine Knows Better* technika, mint a neve is utal rá, azt veszi alapul, hogy a feszülés alá helyezett gerinc mindig ott enged a korrekciós erőnek, ahol épp a legkisebb az ellenállás, azaz „a gerinc jobban tudja, hogy milyen módon egyenesedjen”.

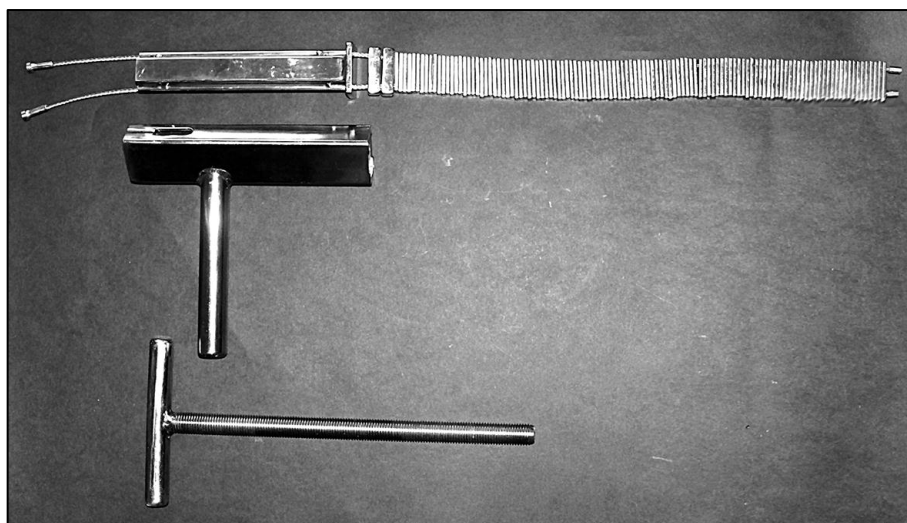
Jelenleg még fejlesztés alatt áll a hipotézis alapján működő korrigáló szerkezet. Legeredményesebb kialakítása idáig az volt, amikor a CAB horgokra behelyezésüket követően egy-egy téglalap alakú lapos idomot helyeztünk fel (a könnyebb érthetőség szempontjából a további-

akban nevezzük ezt *korrigáló nyelvnek*) oly módon, hogy minden egyes CAB középső részén egy imbusznyílású csavar segítségével az szögstabilan rögzült (IX/9. ábra).



IX/9. ábra  
Az SKB technikához kifejlesztett *korrigáló nyelv*

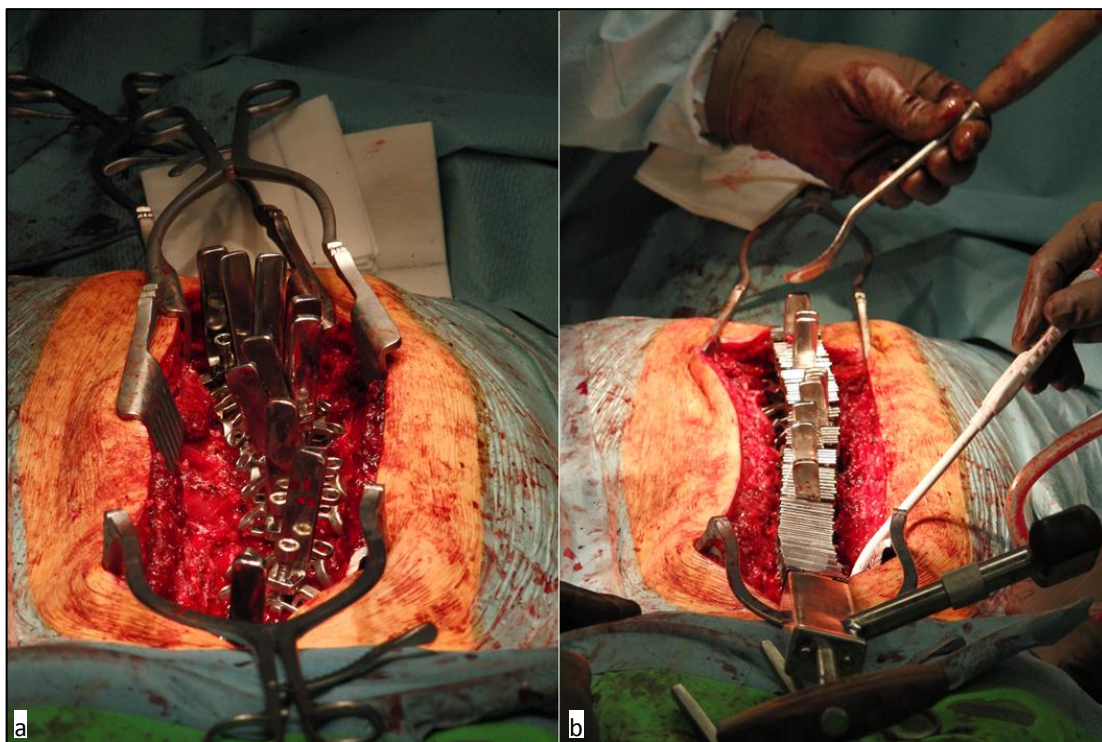
Ezt követően egy korrekciós segédeszközt applikáltunk a CAB horgokra felszerelt *korrigáló nyelvekre* (legyen a továbbiakban *korrektor* a neve), ami két bowden szárra fűzött, enyhén ívelt profilú acélidomokból állt (IX/10. ábra).



IX/10. ábra  
Az SKB technikához kifejlesztett *korrektor*

A bowdenek megfeszítésével a *korrigáló nyelvekre* a párhuzamos beállítás irányába ható erőt gyakoroltunk, majd ez által sorra beálltak a CAB horgok az egyenes vagy ahhoz közeli vonalba (IX/11. ábra).





IX/11. ábra

A SKB technika klinikai alkalmazása

- a. a görbületet kirajzoló CAB horgokra szerelt *korrigáló nyelvek*
- b. a *korrektor* megfeszítésével sorba rendeződő CAB horgok

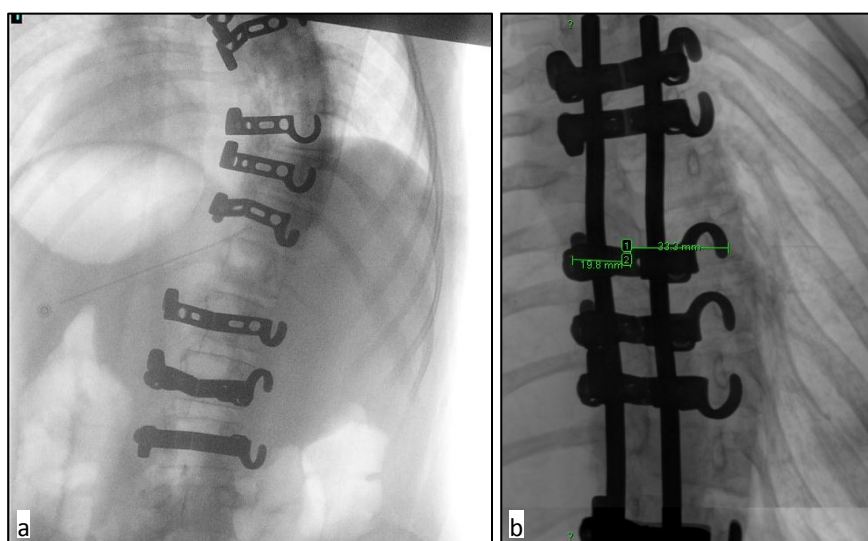
Idáig két esetben próbáltuk ki az eszközt, és a kezdeti eredmények biztatóak. A módszer még műszaki oldalról számos részletében módosításra szorul, de gerinckímélő volta és logikus korrekciós mechanizmusa vitathatatlanul bebizonyosodott számunkra. A SKB technika fejlesztésén tovább dolgozunk.

#### IX/5. A szkoliózis rotációs komponensének mérése

Amint a IV/4. fejezetben már kifejtésre került, a szkoliózis rotációs komponensének mérésére és annak skálázására vannak ugyan ajánlások, de alapvetően a szkoliózis diagnosztika megoldatlan kérdése maradt (50). A beteget végeredményben nem is annyira a rotáció, hanem az annak esztétikumában leképződő bordapúp csökkenése vagy eltűnése izgatja, azonban a háti szakaszon ezek összefüggése egyértelmű. Mondhatnánk ugyan, hogy a rotáció csökkenését a bordapúp csökkenésével vagy eltűnésével mérhetjük, a CAB horog azonban egy akkurátusabb mérésre is lehetőséget biztosít.

Ha a CAB horgok beültetése után, de a korrekció megkezdése előtt készítünk egy a-p rtg felvételt, akkor ezt a posztoperatív felvétellel összevetve, a horog vetületének módosulásából számszerűleg megállapítható a derotáció mértéke.

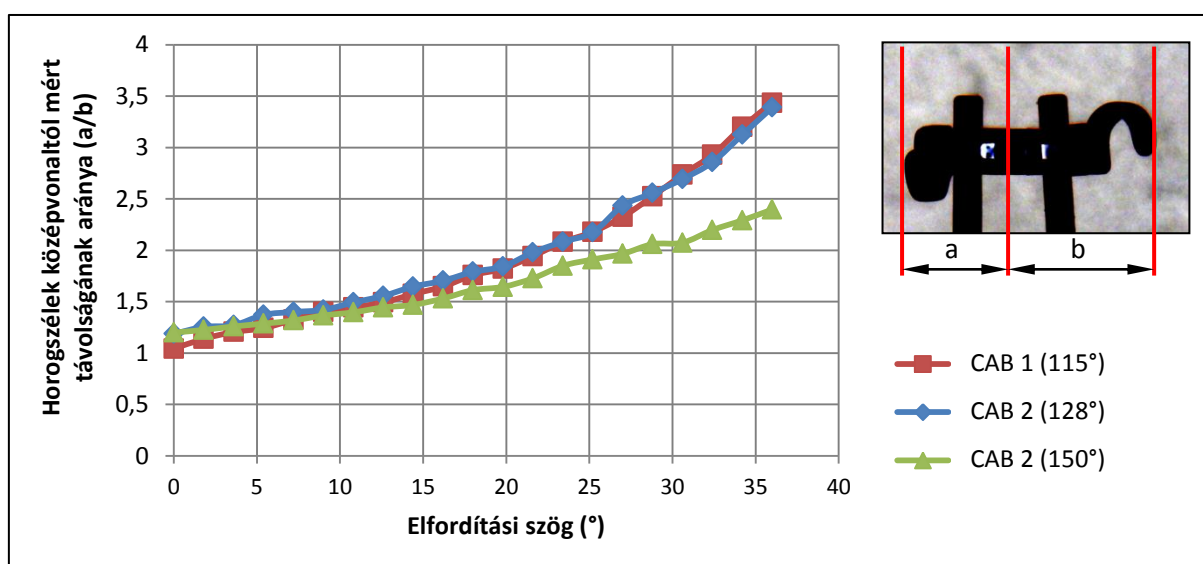
A mérés alapját az adja, hogy invertált digitális röntgenfelvételen meghatározható a CAB horog középvonala, illetve a harántnyúlványokra akasztott horgok laterális éle, így mérhető a két horogszél középvonaltól számított távolságának aránya (IX/12. ábra).



IX/12. ábra

- A CAB horgok által kirajzolt görbület invertált digitális rtxg felvételen
- A CAB horgok középvonala és laterális élének meghatározása, valamint az arányok felállítása

A módszer validálásához és gyakorlati megvalósíthatóságához műanyag gerinc csigolyáira helyeztünk CAB horgokat különböző rotációs helyzetekben és fényképfelvételeket készítettünk. A horog középvonala és két széle között mért távolságok arányai alapján készítettünk egy skálát arról, hogy milyen arány milyen mértékű rotációhoz társul (IX/13. ábra).



IX/13. ábra

A két CAB horogfél szélei középvonaltól mért távolságának aránya és a csigolyarotáció összefüggése

A fenti mérés igen kifejezett csigolyarotáció esetén is 1-2°-os pontossággal megadja a rotáció mértékét.

dc\_605\_12

## **X. Összefoglalás**

A szkoliózis műtéti kezelése immár több mint 200 évre visszatekintő történetének egyik legfőbb tanulsága, hogy a különböző műtéti megoldások mindig is feszegették az adott kor sebészeti színvonalán elérhető lehetőségek határait. Szakorvosi pályám legelejére esett az a forradalmi változás, amit **Yves Cotrel** és **Jean Dubousset** neve fémjelez, és mondhatjuk, végleg kiengedte a szellemet a palackból. Ehhez hozzájárult orvosi oldalról az aneszteziológia és a sebészet nagyobb biztonsága, az ipar oldaláról a magas színvonalat elért implantátum- anyag gyártás és megmunkálás, marketing oldalról a kiélezett piaci konkurencia, és végül, de nem utolsó sorban az a tény, hogy a gerincdeformitással élő betegek egyre nagyobb elvárásokat támasztottak az egyre hatékonyabb korrekció és a minél gyorsabb rehabilitáció igényével. A nehézkes fűzőkezelés sok esetben nem hozta meg a várt eredményt, ami további betegcsoportok műtéti igényét eredményezte (44,45).

Minthogy a gerincsebészettel való első találkozásom ennek a forradalomnak a bölcsőjében, Franciaországban történt, nehéz volt nem az újdonság varázsának a hatása alá kerülni. Anynyira azonban nem volt erős ez a varázs, hogy hamarosan ne láttam volna meg a módszer hátrányait: bonyolultságát, rendkívül költséges voltát és bizonyos ellentmondásait.

Ahhoz, hogy az új módszert a gerincsebészeti technikák szövevényes hálójában el tudjam helyezni, részletes történeti áttekintést végeztem a hátsó feltárásból végzett deformitás korrekciós műtétek viszonylatában (42,160). Ezáltal sikerült megértenem, hogy mely megközelítési módok milyen új technikák kialakulásához vezettek a megelőző évtizedek során. A *sublaminaris* drótokkal rögzítő *Unit Rod* műtét egy technikai módosítását magam is elvégeztem (48), és az ezt igénylő szűk indikációs körben sikerrel is alkalmaztam néhány esetben. Irodalmi áttekintésem révén felismertem, hogy a hátsó feltárásból végzett műtétek esetén mik a közös gyökerek, és így visszatekintve már a **Cotrel-Dubousset (CD)** módszer sem boszorkányosan újnak, hanem a fejlődés egy logikusan következő lépésének tűnt, amit aztán a nagyszámú követő sebész és továbbfejlesztő cég ékesen bizonyított. Az is hamarosan nyilvánvalóvá vált, hogy a *CD* módszerrel nem jött el a minden deformitásra alkalmazható végső megoldás, hanem „csak” elindult egy új korszak a gerincsebészetben.

Annál ijesztőbb volt számomra, hogy a módszer alaposabb megismerése során kételyeim támadtak annak alapjait illetően (57). Mindez akkor történt, amikor még szentségtörésnek számított szakmai körökben bármit is vitatni a *CD* elvvel kapcsolatban.

Ezért kezdtem el saját okulásomra az alapoktól tisztázni az idiopátiás szkoliózis számomra nem egyértelmű részleteit. Meglepetésemre már az idevágó biomechanikai alapismeretekben is ellentmondásokat fedeztem fel. Szinte érthetetlen, hogy még egy olyan látszólag egyszerű kérdés tekintetében is, mint a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének elhelyezkedése, az irodalom egymásnak teljesen ellentmondó eredményeket adjon meg, holott a kérdés egyik legfontosabb gyakorlati jelentőségét épp a szkoliózis rotációs komponenséből eredő púpképződés adja.

Ekkor kezdtem önálló kísérletekbe. Munkahipotézisem szerint az axiális rotáció tengelyének valahol a *canalis vertebralis* területén kell lennie, ha ugyanis a tengely azon kívül helyezkedne el, akkor két szomszédos csigolya rotációja során a távolság függvényében a *canalis vertebralis* egyre jelentősebb „szivarvágó” hatást fejthetne ki a gerincvelőre. A kérdést tisztázó kísérleteimben síkgeometriai és térgeometriai módszereket alkalmaztam (159), majd a különböző – az irodalomban közölt, a tengely helyzetére vonatkozó – hipotéziseket gerincscsatorna öntvényekkel modelleztem (141) és azok volumetriás eredményeit egymással összevetettem, végül friss kadáverekből származó háti gerincszakaszokon végeztem direkt méréseket, amelyek során az izolált gerincszakasztól fokozatosan az összes mechanikai összeköttetését megtartó mellkasszeletig történtek vizsgálatok (158).

Ennek a munkafázisnak a legfőbb eredményei – melyek egyben az irodalom szintjén tett új megállapítások – összefoglalva a következők:

- Az ízületek geometriája által meghatározott rotációs tengelynek a három fő síkban végzett szerkesztése alapján az egyes mérési eredmények szórását is figyelembe véve, valamennyi forgási középpont a tér egy kis gömbnyi szegmentumában helyezkedik el. Ez a gömb a velőűr elülső részén, a középvonalban található (II/20. ábra).
- Ugyanezen megállapítás egyfajta próbájaként a háti gerincscsatornáról készült öntvények segítségével bizonyítottam, hogy a gerincscsatorna térfogata a gerincszakasz axiális rotációja során a csigolyatest hátsó széle és a velőűr elülső területén elhelyezkedő tengelyek mentén rotálódva csökken a legkevésbé (II/III. táblázat, II/21. ábra).
- Bordacsonkkal rendelkező, majd a teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteket tartalmazó gerincszakaszokkal végzett kísérletek alapján a rotációs középpontok a csigolya szimmetriatengelyén legtöbbször ugyancsak a velőűr területére estek, de borda nélkül előrébb tolódtak a középpontok a csigolyatest elülső felére (II/23. ábra). Minthogy a fellelhető irodalomban az összeköttetéseitől megfosztott háti gerincszakaszokon végzett vizsgálatok eredményeivel találkozunk, saját méréseimet érzem a leginkább realiztikusnak és ily módon egyben választ is kaptam a többi szerzőktől eltérő eredményünk okára.
- Végző következtetésként azt mondhatom, hogy a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének a legvalószínűbb helye a velőűr elülső falának mediánszagittális síkba eső szakasza (II/27. ábra). Többféle megközelítéssel nyert egybecsengő eredményeim az irodalom több idevágó megállapításának ellentmondanak (II/1. ábra), ugyanakkor azon szerzők eredményeit, akikkel hasonló következtetésre jutottam, tudományosan alátámasztják.

Elmélyülve a szkoliózis etiológiájának szakirodalmában, újabb hiányérzetet keltett, hogy a görbületek kialakulásának 70%-át mind a mai napig ismeretlen eredetűnek tartjuk. Mivel ezekben az esetekben az (ismeretlen) etiológiától függetlenül egy közel egységes mechanikai elváltozás és annak progressziója figyelhető meg, a deformitás hátterében lévő lehetséges mechanikai történéseket keresve jutottam el egy olyan modellhez, ami viszonylag élethűen

érezkelteti az ebbe a csoportba tartozó szkoliózisokat (III/3. ábra). Az elmélet a háttérben a féloldali törzsizomzat – ami egyébként lehet az egész testfél izomzat – megnövekedett tónusát tételezi fel. Ez ugyancsak egy viszonylag könnyen feltételezhető élettani jelenség. A felsőtest súlyából származó függőleges terhelés, valamint a testbeállítódásért felelős poszturális reflexek – amelyek azt a törekvésünket szabályozzák, hogy a végtagok ízületeiből, a szemből és a félkörös ívjáratokból származó afferentáció alapján a térben célszerűen állítsuk be testünket – a féloldali izomtónus fokozódásból adódó csigolyák közötti feszüléssel együtt szerepet játszhatnak a szkoliózis kialakulásában. Az etiopatogenézis ezen elméletének a *Rotációs előfeszítettség* nevet adtam (49,56). A teóriával ellentmondásban álló irodalmat áttanulmányozva pedig több szerző esetében saját kísérleteik eredményeinek önmaguk által végzett esetlegesen téves vagy elhamarkodott kiértékelését állapíthattam meg, azaz ugyanazok a kísérleti eredmények a *Rotációs előfeszítettség* elméletét – más interpretációban – akár támogatnák is.

A fentebb bemutatott alapvető gerinc-biomechanikai ellentmondások és az új patomechanikai elmélet birtokában, a CD műtét technikáját lépésről lépésre elemezve sikerült rámutatnom arra az alapvető ellentmondásra, ami miatt a módszer legelhivatottabb hívei is kissé csalódottan álltak saját eredményeik előtt (57). Nevezetesen: a derotációs technika során a háti szakaszon a csigolyáktól elvárt korrekciós irányú elfordulás és a rudak forgása épp ellenkező irányú (IV/7. ábra)! Geometriai levezetéssel sikerült minden vitát kizáróan bizonyítanom ezt az állítást, ami trivialitása ellenére valahogy elkerülte a kérdéssel foglalkozók figyelmét. Ugyanebben a levezetésben az is magyarázatot kapott, hogy ha nem is elégséges, de bizonyos mértékű háti derotáció az esetek jelentős részében mégis bekövetkezik.

Mindezeket összefoglalva elmondható, hogy amíg globálisan egész szép eredmények érhetőek el a klasszikus CD elv alapján végzett korrekciókkal, addig részleteit tekintve a módszer számos hibát mutat, amelyek közül a rotáció relatív növekedését az egyik legsúlyosabbnak gondolom. Ezért gondoltam úgy, hogy a „*Rotációs egyensúly*” fogalmát, mint pré- és posztoperatív deformitás-analízis kritériumot, érdemes lenne bevezetni a klinikumban (14). (Itt feltétlenül meg kell említeni, hogy az axiális rotáció rutinszerű klinikai mérése mind a mai napig megoldatlan. Így a rotációs egyensúly sem mérhető közvetlenül. Hiányára azonban a korrekcióból kimaradt szegmentumokban szükségessé váló aktív derotációból és az esetlegesen ezzel járó diszkomfort érzésből következtethetünk.)

A fentiekben ismertetett, geometriailag levezetett ellentmondások magyarázatot adhatnak néhány nem kielégítő klinikai eredménnyről beszámoló közleményre is.

A *Rotációs előfeszítettség* elméletének birtokában és a CD elv alapvető ellentmondását feltárva erős volt a készítés egy logikusan, hatékonyabban működő és egyszerűbb technika kidolgozására. Így született meg a CAB horgok ötlete (46,47,50,53). Ezek működési alapja végletekig leegyszerűsítve az, hogy a háti csigolyák identikus anatómiai pontjain rögzülő, egyidőben két oldalon támaszkodó horgok – amelyek egyidejűleg mind a három síkban ké-

pesek a csigolya térbeli elmozdítására – a megfelelő szimmetriájú implantátumok alkalmazása esetén egymás vetületébe hozva a csigolyákat, a gerincet szinte automatikusan kiegyenesítik (VII/15. ábra).

Ennek a fejlesztő munkának is meg voltak a maga kísérleti vonatkozásai, nevezetesen minden egyes formai variáció esetében meg kellett oldani a hosszanti rudakhoz való rögzülést, annak a kapcsolatnak el kellett végezni a mechanikai tesztjeit, majd az etikai engedélyek beszerzése után boncolásos kísérletek – kadávereken történő beültetések, azt követően pedig az implantátumot tartalmazó gerincszakaszból preparátumok készítése és azok további vizsgálata – következtek. Mindezt a folyamatot nagyban hátráltatta, hogy mindösszesen három implantátumgyártó céggel álltam egymást követően fejlesztői kapcsolatban.

A biztató kísérleti és korai klinikai eredményeket látva, végül egy szerkezetében egyszerű (V/17. ábra) és jelentős számú méretbeli variációból álló implantátum készlet született (V/18. ábra), ami a legutóbbi időkig mint kiegészítő implantátum szerepelt, de jelenleg már a klinikai bevezetés alatt áll egy, a CAB horgokat integránsan tartalmazó önálló gerincimplantátum család.

Az implantátum tervezése során szükséges volt a *processus transversusok* implantátummal csatlakozó bazális részének geometriáját jobban megismerni. Összesen 120, friss felnőtt kadáverből származó torakális csigolya állt rendelkezésünkre, amelyeken 443 mérést tudtunk elvégezni a *processus transversusok* bázisának horizontális és vertikális átmérőjét illetően (51).

Az implantátum tervezés szempontjából a CAB esetében valójában a horizontális átmérő a fontosabb, ami meghatározza a horogvégek ideális nyílásszélességét, amit a mérési eredmények alapján 12 mm-ben határoztunk meg.

Annak ellenére, hogy a *processus transversusok* terhelhetőségét már több évtizedes klinikai eredmények világszerte hitelesen bizonyították és ekkor már teljes meggyőződéssel dolgoztam a CAB horgok klinikai bevezetésén, a szkeptikusok meggyőzésére és saját meggyőződéseme megerősítésére szükséges volt a *processus transversusok* bázisának mechanikai terheléssel szembeni ellenállását mérni.

Mivel az aszimmetrikus CAB két végének horogpárjai egyidejűleg gyakorolnak forgatónyomatot a koronális és a horizontális síkban, a mechanikai mérések során mindkét igénybevételt modelleztük. Méréseinket a *processus transversusok* tönkremeneteléig folytattuk (55).

A vertikális terhelhetőséget egy egy oldalon támaszkodó, középen kettévágott implantátummal végeztük el, 0,5 mm/s sebességgel fokozatosan terhelve a *processus transversust*. A terhelhetőség átlaga 99 mérés kapcsán 337,56 N (92,85-620,4 N) volt, (szórás 128,03 N). A bordacsonk megléte vagy hiánya nem okozott szignifikáns eltérést az eredményekben.

A szagittális terhelhetőséget a horizontális síkban  $8,5^\circ/\text{s}$  szögsebességgel, axiális tengelyű forgatónyomaték alkalmazásával vizsgáltuk. Itt is végeztünk méréseket megtartott bordacsonkkal, illetve bordacsonk nélküli preparátumokon. Globálisan 43 mérés alapján 40 esetben a szagittális síkban a hátrahúzó erőnek kitett oldalon tört el a *processus transversus*, egy eset volt, amikor az előre nyomó erő oldalán tört el, és két esetben egyidejűleg mindkét oldalon (tehát a húzás és nyomás oldalán) egyidejűleg ment tönkre. A tönkremenetelhez szükséges átlagos forgatónyomaték 14,38 Nm (5,4-24,69 Nm) volt, (szórás 4,52 Nm). Ezeknél a vizsgálatoknál a *processus transversus* ellenállóképességét már szignifikánsan javította a bordacsonk megtartása. 19 mérés eredménye alapján a bordacsonk nélküli esetekben a tönkremenetelhez szükséges forgatónyomaték 12,46 Nm (5,4-19,91 Nm) volt, (szórás 4,4 Nm), míg 24 mérés eredménye alapján megtartott bordacsonk esetén a tönkremenetelhez szükséges forgatónyomaték 15,9 Nm (9,01-24,69 Nm), tehát szignifikánsan nagyobb volt (szórás 4,08 Nm).

A *CD elv* helyes műtéti stratégiájának megértése viszonylag hosszú gyakorlatot igényel, ugyanis egy-egy szoliter implantátum korrekciós hatását nagymértékben meghatározzák a szomszédos implantátumok. Ezzel szemben a *CAB* horgok egyik előnye, hogy az aszimmetrikus implantátumok azáltal, hogy két oldalon megragadják a csigolyát – és így egyidejűleg mindhárom síkban is képesek azt jól kontrolláltan elmozdítani –, már a műtéti terven is plasztikusan mutatják várható korrekciós hatásukat. Mégis, annak ellenére, hogy a *CAB* horgok alkalmazása esetén viszonylag egyértelmű a tervezés, áttekintve az első több mint félszáz, *CAB* horgok alkalmazásával végzett szkoliózis műtétünk instrumentálási sémáit, azt látjuk, hogy azokkal számos beültetési variáció megvalósítható. Ugyanakkor ez nincs ellentmondásban a fentebb írottakkal, miszerint már a tervek jól érzékeltetik a korrekciós mechanizmust. Az instrumentálási séma variabilitását növeli, hogy a *CAB* horgok – mint eredeti szándék szerint háti kiegészítő implantátumok – az eddigi esetekben a *CD elvű SCS* rendszer kiegészítő implantátumaiként szerepeltek. Bár jelentős arányban történtek kizárólag *CAB*-bal végzett instrumentálások is, ezekben az esetekben is legalább a hosszanti rudak az *SCS* rendszerből származtak. Azóta már kifejlesztésre került egy komplett, titán alapú gerincstabilizációs rendszer, aminek integráns része lett a *CAB* horg.

Az instrumentálás lényege azonban mindig állandó: közvetlenül az apex alatt és fölött a koronális síkban ellentétesen billentő, de a horizontális síkban azonosan derotáló implantátumok behelyezése szükséges.

Maguknak a *CAB* horgoknak az alkalmazása csak kevés implantátum-specifikus műszer használatát igényli, amelyek egytől-egyig egyszerű kialakítású kéziműszerek, és saját terveim alapján készültek el.

A műtéti technika elvi alapja, hogy miután a beültetett *CAB* horgok mintegy kirajzolták a kóros görbületet, a két hosszanti rúdhoz csatlakoztatva, azokat egymás vetületébe hozva, gyakorlatilag korrigáltuk is a görbületet. Természetesen lehetőség marad nagyon rigid gerinc esetén bizonyos mértékű reziduális deformitás „meghagyására”, tehát ilyen esetekben sem



okoznak az implantátumok kárt a gerincben. A manőverek során arra alkalmas esetekben a CD elvű derotációt végezve itt a csigolyák valóban egyidejűleg, harmonikusan és logikusan korrigálódnak mindhárom síkban, tehát tényleges háromdimenziós korrekcióról beszélhetünk (54,142). Ugyanakkor lehetőség van az *In situ bending* technika alkalmazására is. Ennek egy speciális módját is bevezettük a CAB horgokkal történő instrumentálás során, nevezetesen kaudo-kraniálisan haladva csak ott és akkor modelláljuk a rúdnak az éppen rögzítésre kerülő szakaszát, amikor a következő CAB horgot elértük, tehát ez is valahol egy *in situ* hajlítási technika, ami azonban előhajlítást nem igényel.

A növekedésben lévő gerinc idő előtti hátsó fúziója kerülendő. Amennyiben ilyen esetekben is műtetre kényszerülünk, lehetőség van a növekedést követő, nem detizáló műtét végzésére, amely műtét gondolata már korábban számos alkalommal megszületett. Az eredeti CD implantátumokkal azonban ezt eleve nem lehetett megvalósítani, hisz ott a rögzítés utolsó fázisaként a hatlapfejű csavarok fejét le kellett törni, ami egyébként sok egyéb nehézség forrása is lett a későbbiekben. Bár a csavarrögzítés problémáját megoldották, de a többi CD elvű implantátumkészlet sem tudott jelentős áttörést hozni ezen a téren. Olyannyira nem, hogy végül külön a fúzió nélküli műtétekre kidolgozott implantátumok jelentek meg és vannak jelenleg is forgalomban.

Az általam *gerincszabályozásnak* elnevezett korai korrekciós műtétek instrumentálására a CAB horgok alkalmazásával több lehetőség is adódik, ami terjedhet a teljes gerinchossz implantátumokkal való ellátásától egészen a minimalista alsó és felső végponti megragadáson alapuló vertikális nyújtásig tisztán CAB vagy vegyes implantátum használattal (VII/16.e<sub>1</sub>,e<sub>2</sub>, VII/25. ábra).

Mindezek alapján elmondhatjuk, hogy ez az első olyan implantátumrendszer, amelyik mind a gerincszabályozást, mind a definitív detizáló műtét végzését lehetővé teszi, ugyanakkor a hagyományos CD elvű horogimplantátumok és *pedunculus* csavarok beültetését a korábbi műtét vagy műtétek nem zavarják, tekintettel arra, hogy az ott használatos anatómiai struktúrákat érintetlenül hagyja.

A fejlesztés nem lezárt (54,89,142). Megítélésem szerint eljutott ugyan egy olyan stádiumáig, hogy az akadémiai doktori cím megszerzéséhez elegendő argumentummal és eredménnyel már rendelkezem, de mivel a végső cél nem a cím megszerzése, hanem a klinikai hatékonyság javítása, munkámat munkatársaimmal tovább folytatom.

Egy új implantátum klinikai gyakorlatba való bevezetésénél – még ha az a korábban használtakkal azonos elven működik is – kezdetben kisebb-nagyobb technikai nehézségek könnyen előfordulhatnak. Ennek a kezdeti betanulási időszaknak az egyre javuló teljesítményét az irodalom *learning curve* néven tartja számon. Általában nehezebb a helyzet – vagy ha úgy tetszik laposabb a *learning curve* –, ha az új implantátum új, addig ki nem dolgozott műtéti technikát igényel. A CAB horgok klinikai bevezetése során valójában ezzel a kettős nehézség-

gel találtuk szemben magunkat, a *learning curve* azonban mégis elég meredek volt, azaz a műtéti technika könnyen elsajátíthatónak bizonyult.

Értekezésemben az első sorozat, a 2007 szeptember és 2013 szeptember között CAB horgok beültetésével végzett 62 korrekciós műtét eredményeit dolgoztam fel. 36 esetben primeren definitív dézisre került sor, míg 26 esetben a fennálló nagy növekedési potenciál miatt gerincszabályozást végeztünk artrodézis nélkül vagy az apikális csigolyák konvex oldali detizálásával.

A műtetre került betegeknél a nő/férfi arány 7,8:1 (55 nő:7 férfi) volt. A betegek életkora a műtét idején 16,4 (11-45) év, az átlagos utánkövetési idő 32,8 (1-73) hónap volt.

Az átlagos préoperatív **Cobb** szög 63,4° (28°-118°), míg a radiológiai fekvő törzshajlításos (ún. *bending*) tesztek során a betegek konvex irányba dőlésekor az átlagérték 40,7° (4°-114°) volt.

Korrekciós eredményeink a *bending* teszt során előre jelzett hajlékonyságot mintegy 52%-kal meghaladták. Az átlagos műtéti idő 355 perc volt, ami teljesen korrelál az irodalmi adatokkal. A páciensek deformitásával és korrekciójával kapcsolatos legfontosabb adatokat az VIII/I. táblázat tartalmazza.

Az első szériában végzett műtéti eredmények alapján elmondhatjuk, hogy az implantátumokkal, a beültető műszerekkel és az elért eredményekkel elégedettek vagyunk, amelyek minden tekintetben beváltották a kezelhetőség, egyszerűség, hatékonyság és sebészi biztonság tekintetében hozzájuk fűzött reményeinket.

A CAB implantátumrendszer szkoliózis sebészetben való használatának előnyei a következők:

- logikus műtéttervezést tesz lehetővé;
- 12 szabadsági fokú rendszert alkot a konvencionális hátsó két rudas instrumentálás során;
- a műtéti kockázat kisebb, mint az egyéb ismert eljárásoknál;
- alkalmazásához nincs szükség képerősítőre vagy navigációs rendszerre;
- mindössze háromféle alaki variációjú implantátumra van szükség, ugyanakkor széles méretválasztékban állnak az egyes elemek rendelkezésre;
- kevés és egyszerű implantátum specifikus műszert igényel;
- gyors a betanulási folyamat, ezáltal „meredek a *learning curve*”;
- alkalmas gerincszabályozásra és definitív műtetre is;
- minden esetben helyettesíthető implantátumokból áll, így ha akár a primer, akár a definitív műtétet csavarozással vagy *lamina/pedunculus* horgokkal akarjuk bizonyos szinteken végezni, azok bevezetési helye érintetlenül marad;
- illeszkedik az elterjedt kétrudas rendszerekhez;

- egyéb kétrudas rendszereknél is alkalmazható a hagyományos implantátumok sikertelen használata esetén (pl. a csavar nem tart, a *pedunculus* vagy *lamina* horog kiszakad stb.);
- a csigolya rotációját az axiális rotációs tengellyel koncentrikusan irányítja;
- adott forgatónyomaték létrehozásához fele akkora erőre van szükség, mint egyéb implantátumok esetén, ráadásul ez az erő a laterális feltámaszkodásból eredő nagyobb erőkar miatt eleve kisebb;
- az implantátumok helyet biztosítanak a folyamatos dézis kialakulásához.

### Új megállapításaim, eredményeim

- I. Rendszerező történeti áttekintést készítettem a hátsó feltárásból végzett szkoliózis műtétek kezdeti kialakulásától napjainkig, amelynek során az egyes módszerek belső logikájának fejlődését vettem alapul.
- II. Több oldalról megközelítve: sík- és térgeometriai szerkesztésekkel és számításokkal, fizikai mérésekkel, valamint *in vitro* kadáver kísérletekkel próbáltam meg tisztázni a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének elhelyezkedését, miután áttekintettem az ezzel foglalkozó irodalmat, amely, mint kiderült, egymásnak gyökeresen ellentmondó tanokat hirdet ebben a kérdésben. Bizonyítottam, hogy a bordakosár jelentős hatással van a rotációs tengely elhelyezkedésére. A rotációs tengely dőfspontja legtöbbször a csigolyatest hátsó felére, vagy a velőűr területére esik, a csigolya szimmetria-tengelye környezetében, ugyanakkor két pár borda eltávolítása után a tengely kissé előretolódik.
- III. Áttekintettem az idiopátiás gerincferdülés kialakulásának kurrens elméleteit, amelyek zöme a szkoliózisos görbület kialakulását a konkáv oldali izmok túlműködésével igyekszik magyarázni. Modellkísérletben bizonyítottam ennek az ellenkezőjét, ami alapján megalkottam a magam ún. *Rotációs előfeszítettség* elméletét, majd bebizonyítottam, hogy számos korábbi kísérlet feltételezhetően csak interpretációs hiba miatt jutott az általam feltételezettel épp ellentétes következtetésre.
- IV. Geometriailag levezettem a **Cotrel-Dubousset**-féle szkoliózis korrekciós elv alapvető inherens ellentmondását akkor, amikor még aranykorát élte a módszer és annak semmilyen részletének kritikáját sem tolerálta a szakma.
- V. A **Cotrel-Dubousset** módszer ellentmondásosságát feloldó új, kiegészítő implantátumot, a **CAB** horgot terveztem a korrekció hatékonyságának növelésére. Kezdeti önálló fejlesztésem több fázisban gyártói együttműködések keretében folytatódott, és az

implantátum mindegyik változatával kapcsolatban boncolásos kísérleteket végeztem, amelyek során kidolgoztam az alkalmazandó műtési technikát.

- VI. A CAB horog lehorgonyzási pontja a *processus transversus*ok bázisa. Újabb in vitro kísérleteket végeztem egyrészt az implantátum geometriájának validálására, másrészt mechanikai mérésekkel sikerült bizonyítanom a *processus transversus*ok elégséges mechanikai ellenállását a CAB horgokkal történő korrekciós manőverek során.
- VII. Megterveztem a CAB horgokkal végzett műtéthez szükséges beültető eszközöket, kialakítottam a műtét tervezési stratégiáját annak többféle alternatívájával, lépésről-lépésre kidolgoztam az új implantátummal végzett műtét technikáját, és adaptáltam a módszert az artrodézis nélküli esetekre is, melyeket *Gerincszabályozás*nak neveztem el.
- VIII. Tudományosan feldolgoztam az első 62 beteggel elért klinikai eredményeket, melyek alapján elmondható, hogy a torzításoktól megtisztított adatok alapján a CCI 1,52 (0,62-3,67), ami annyit jelent, hogy a korrekciós eredményeink a *bending* teszt során előre jelzett hajlékonyságot mintegy 52%-kal meghaladták. Az átlagos műtési idő 355 perc volt. Mindezen értékek teljesen korrelálnak az irodalmi adatokkal.
- IX. Felvázoltam a szkoliózis komplex kezelésével kapcsolatos saját szemléletű technikámat és ezzel összefüggésben a további fejlesztési irányokat. Ez érinti a konzervatív kezelés és a műtét előtti előkészítés egyes lépéseit, az esetenként szükségessé váló kraniális *halo* húzathoz módosított kerekesszék prototípusával szerzett tapasztalatokat, egy új elven működő, a műtési korrekciót nagymértékben elősegítő gerincsebészeti műtőasztal fejlesztésével elért előzetes megállapításokat, a CAB implantátum filozófiájához illeszthető új korrekciós elv, az ún. *Spine Knows Better (SKB)* technika kidolgozása irányába tett lépéseket, valamint a CAB horgok röntgenfelvételen látható képéből megszerkeszthető korrekció előtti és reziduális csigolya rotáció pontos mérést.

## Irodalomjegyzék

1. Aaro S, Dahlborn M. Estimation of vertebral rotation and the spinal and rib cage deformity in scoliosis by computer tomography. *Spine (Phila Pa 1976)* 1981 Sep-Oct;6(5): 460-467.
2. Abul-Kasim K, Ohlin A. The rate of screw misplacement in segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop* 2011;82(1): 50-55.
3. Akbarnia BA, Marks DS, Boachie-Adjei O, Thompson AG, Asher MA. Dual growing rod technique for the treatment of progressive early-onset scoliosis: a multicenter study. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005 Sep 1;30(17 Suppl): S46-57.
4. Albee FH, Kushner A. The Albee spine fusion operation in the treatment of scoliosis. *Surg Gyn Obstr* 1938;66: 797-803.
5. Allam Y, Silbermann J, Riese F, Greiner-Perth R. Computer tomography assessment of pedicle screw placement in thoracic spine: comparison between free hand and a generic 3D-based navigation techniques. *Eur Spine J* 2012 Mar;22(3): 648-653.
6. Allan FG. Scoliosis: operative correction of fixed curves. *J Bone Joint Surg Br* 1955;37-B(1): 92-96.
7. Allen BL, Jr., Ferguson RL. The Galveston experience with L-rod instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Apr(229): 59-69.
8. Amiot LP, Lang K, Putzier M, Zippel H, Labelle H. Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000 Mar 1;25(5): 606-614.
9. Andry N. *L'Orthopédie ou l'art de prévenir et de corriger les difformités du corps*. Paris: La Veuve Alix; 1741.
10. Armstrong GW, Connock SH. A transverse loading system applied to a modified Harrington instrumentation. *Clin Orthop Relat Res* 1975 May(108): 70-75.
11. Asghar J, Samdani AF, Pahys JM, D'Andrea L P, Guille JT, Clements DH, et al. Computed tomography evaluation of rotation correction in adolescent idiopathic scoliosis: a comparison of an all pedicle screw construct versus a hook-rod system. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009 Apr 15;34(8): 804-807.
12. ASTM I. ASTM-F1798-13. Standard Test Method for Evaluating the Static and Fatigue Properties of Interconnection Mechanism and Subassemblies Used in Spinal Arthrodesis Implants. West Conshohocken; ASTM; 1997.
13. Balabaud L, Gallard E, Skalli W, Dupas B, Roger R, Lavaste F, et al. Biomechanical evaluation of a bipedicular spinal fixation device: three different strength tests. *Eur Spine J* 2003 Oct;12(5): 480-486.

14. Balabaud L, Gallard E, Skalli W, Lassau JP, Lavaste F, Steib JP. Biomechanical evaluation of a bipedicular spinal fixation system: a comparative stiffness test. *Spine (Phila Pa 1976)* 2002 Sep 1;27(17): 1875-1880.
15. Bauer RKF, Poisel S. Atlas of spinal operations. 1 ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1993. p131-146.
16. Beals RK. Nosologic and genetic aspects of scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1973 Jun(93): 23-32.
17. Beguiristain JL, Cañadell J. Historic evolution of the surgical instrumentation of scoliosis. In: Cañadell J, Forriol FY, Cara JA, editors. Idiopathic scoliosis update Basic research and clinical concepts. Pamplona: University of Navarra Medical School; 1988. p507-531.
18. Beguiristain JL, Villas C. Ringed rod with sublaminar or interspinous wiring. In: Cañadell J, Forriol FY, Cara JA, editors. Idiopathic scoliosis update Basic research and clinical concepts. Pamplona: University of Navarra Medical School; 1988. p553-567.
19. Bess S, Akbarnia BA, Thompson GH, Sponseller PD, Shah SA, El Sebaie H, et al. Complications of growing-rod treatment for early-onset scoliosis: analysis of one hundred and forty patients. *J Bone Joint Surg Am* 2010 Nov 3;92(15): 2533-2543.
20. Bess SR, Lenke LG. The Lenke Classification System of Adolescent Idiopathic Scoliosis. In: Heary RF, Albert TJ, editors. *Spinal Deformities: The Essentials*. New York: Thieme; 2007. p45-58.
21. Betz RB, Samand AF, Djurasovic M, Bailey SI, Brown C, Asghar J, et al. PediGuard™: A solution for the challenges of pedicle screw placement. *Temple Univ J Orthop Surg and Sports Med* 2008;3: 2-6.
22. Blakemore LC, Scoles PV, Poe-Kochert C, Thompson GH. Submuscular Isola rod with or without limited apical fusion in the management of severe spinal deformities in young children: preliminary report. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001 Sep 15;26(18): 2044-2048.
23. Bostman O, Myllynen P, Riska EB. Posterior spinal fusion using internal fixation with the Daab plate. *Acta Orthop Scand* 1984 Jun;55(3): 310-314.
24. Bouillet R, Vincent A. Idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Belg* 1967 Mar-Apr;33(2): 93-388.
25. Bradford DS. Adult scoliosis. Current concepts of treatment. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Apr(229): 70-87.
26. Brencsán J. Orvosi Szótár. Budapest: Medicina Könyvkiadó Zrt; 2006.
27. Brown BS, McIlff TE, Glattes RC, Burton DC, Asher MA. The effect of starting point placement technique on thoracic transverse process strength: an ex vivo biomechanical study. *Scoliosis* 2010;5(14): 1-6.

28. Burwell RG. Aetiology of idiopathic scoliosis: current concepts. *Pediatr Rehabil* 2003 Jul-Dec;6(3-4): 137-170.
29. Byrd JA, 3rd. Current theories on the etiology of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Apr(229): 114-119.
30. Cerabona FP, Montesano PX. Jacobs locking hook spinal rod instrumentation. In: Howard SA, Cotler JM, editors. *Spinal instrumentation*. Baltimore: Wilkins&Wilkins; 1992. p83-91.
31. Charles YP, Bouchaib J, Sauleau E, Steib JP. Sagittal correction of idiopathic scoliosis by in situ contournage. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93-B(Suppl. IV): 516.
32. Cheung KM, Cheung JP, Samartzis D, Mak KC, Wong YW, Cheung WY, et al. Magnetically controlled growing rods for severe spinal curvature in young children: a prospective case series. *Lancet* 2012 May 26;379(9830): 1967-1974.
33. Cholmeley JA. *History of the Royal National Orthopaedic Hospital*. London: Chapman&Hall; 1985.
34. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. *Am Acad Orthop Surg Instr Course Lect* 1948;5: 261-275.
35. Cobb JR. Scoliosis-quo vadis? *J Bone Joint Surg Am* 1958 Jun;40-A(3): 507-510.
36. Cotrel Y, Dubousset J. A new technic for segmental spinal osteosynthesis using the posterior approach. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1984;70(6): 489-494.
37. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Feb;227: 10-23.
38. Cotrel Y, Morel G. The elongation-derotation-flexion technic in the correction of scoliosis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1964 Jan-Feb;50: 59-75.
39. Cundy PJ, Paterson DC, Hillier TM, Sutherland AD, Stephen JP, Foster BK. Cotrel-Dubousset instrumentation and vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1990 Jul;72(4): 670-674.
40. Csernátóny Z. Az orvosi biomechanika története. *Biomech Hung* 2008;I(1): 63-75.
41. Csernátóny Z. Fractura bordae. *Magyar Orvosi Nyelv* 2011;1:5-6.
42. Csernátóny Z. A hátsó feltárásból végzett scoliosis műtétek a kezdetektől napjainkig. *Biomech Hung* 2009;II(1): 59-79.
43. Csernátóny Z. Pap Károly élete és munkássága (1910-1986). Debrecen: Debreceni Egyetem Orvos-és Egészségtudományi Centrum 2006.
44. Csernátóny Z. A scoliosis-csapda - tévedések, tévhitek és tévutak. *Biomechanika, terápia, prognosztika és egy kis pszichológia*. *Gyermekegyógyászat* 2005;56(6): 641-648.
45. Csernátóny Z. A sematikus gyógytorna hátrányai a scoliosis kezelésében. *Fizioterápia* 2008;XVII(4): 21.

46. Csernátóny Z, Fekete Z, Soós P, Nyulasi T, Gáspár L. A háti szakasz scoliosisának módosított instrumentálása. Első klinikai tapasztalatok a CAB horgok alkalmazásával. Magyar Traumat Ortop 1999;42: 42-46.
47. Csernátóny Z, Gáspár L, Benkő K, Fekete Z, Soos P, Nyulasi T, et al. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. Acta Chir Hung 1997;36(1-4): 51-53.
48. Csernátóny Z, Gáspár L, Jónás Z, Szepesi K. Modified unit rod technique in scoliosis surgery. Acta Orthop Scand 2002;73(4): 481-482.
49. Csernátóny Z, Gáspár L, Molnár S, Fooladi S. The „rotational preconstraint” as a possible etiopathology of scoliosis In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 69-76.
50. Csernátóny Z, Goodship A, Szepesi K, Jónás Z, Gáspár L, Benkő K, et al. A complementary thoracic implant for the surgical correction of the scoliotic curve. A preliminary report. Eur J Orthop Traumatol 2001;11: 85-89.
51. Csernátóny Z, Hunya Z, Sikula J, Kollár J. A thoracalis gerinc processus transversusainak geometriai vizsgálata. Biomech Hung 2008;1(1): 57-62.
52. Csernátóny Z, Kiss L, Manó S, Hunya Z. Our experience and early results with a complementary implant for the correction of major thoracic curves. Eur Spine J 2013 Jun;22(6): 1286-1291.
53. Csernátóny Z, Manó S, Pálincás J. CAB: a new implant for the correction of the dorsal part of the scoliotic spine In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 77-84.
54. Csernátóny Z, Manó S, Pálincás J, Kovács Á. Our results so far with the „Spine Knows Better” surgical technique In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 85-89.
55. Csernátóny Z, Molnár S, Hunya Z, Manó S, Kiss L. Biomechanical examination of the thoracic spine--the axial rotation moment and vertical loading capacity of the transverse process. J Orthop Res 2011 Dec;29(12): 1904-1909.
56. Csernátóny Z, Szepesi K, Gáspár L, Dezső Z, Jónás Z. "The Rotational Preconstraint". A kinetic model of a possible new mechanism in the etiopathogenesis of scoliosis. Med Hyp 2000;54(2): 203-206.
57. Csernátóny Z, Szepesi K, Gáspár L, Kiss L. Contradictions of derotation in scoliosis surgery using the CD principle. Med Hyp 2002 Jun;58(6): 498-502.
58. DeForest SA. Scoliosis. J Bone Joint Surg Am 1958;40(3): 505-507.
59. Di Silvestre M, Lolli F, Bakaloudis G, Maredi E, Vommaro F, Pastorelli F. Apical vertebral derotation in the posterior treatment of adolescent idiopathic scoliosis: myth or reality? Eur Spine J 2013 Feb;22(2): 313-323.



60. Dobbs MB, Lenke LG, Kim YJ, Kamath G, Peelle MW, Bridwell KH. Selective posterior thoracic fusions for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2006 Sep 15;31(20): 2400-2404.
61. Dove J. Internal fixation of the lumbar spine. The Hartshill rectangle. *Clin Orthop Relat Res* 1986 Feb(203): 135-140.
62. Drummond DS, Keene J, Breed A. Segmental spinal instrumentation without sublaminar wires. *Arch Orthop Trauma Surg* 1985;103(6): 378-384.
63. Dubousset J, Herring JA, Shufflebarger H. The crankshaft phenomenon. *J Pediatr Orthop* 1989 Sep-Oct;9(5): 541-550.
64. Dumas R, Steib JP, Mitton D, Lavaste F, Skalli W. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003 Jun 1;28(11): 1158-1162.
65. Ebraheim NA, Xu R, Ahmad M, Yeasting RA. The quantitative anatomy of the thoracic facet and the posterior projection of its inferior facet. *Spine (Phila Pa 1976)* 1997 Aug 15;22(16): 1811-1817.
66. Egészségügyi Minisztérium. Az Egészségügyi Minisztérium szakmai protokollja. Gerincdeformitások. Scoliosis és kyphosis. Budapest: Emberi Erőforrások Minisztériuma; 2009.
67. Emans JB, Caubet JF, Ordóñez CL, Lee EY, Ciarlo M. The treatment of spine and chest wall deformities with fused ribs by expansion thoracostomy and insertion of vertical expandable prosthetic titanium rib: growth of thoracic spine and improvement of lung volumes. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005 Sep 1;30(17 Suppl): S58-68.
68. Errico TJ, Errico JP, Ralph JD, inventors; Polyaxial locking screw and coupling element assembly for use with side loading rod fixation apparatus patent US 5,584,834. 1996.
69. Faraj AA, Webb JK. Early complications of spinal pedicle screw. *Eur Spine J* 1997;6(5): 324-326.
70. Fletcher ND, Bruce RW. Early onset scoliosis: current concepts and controversies. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2012;5(2): 102-110.
71. Fon GT, Pitt MJ, Thies AC, Jr. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *AJR Am J Roentgenol* 1980 May;134(5): 979-983.
72. Forbes HJ, Allen PW, Waller CS, Jones SJ, Edgar MA, Webb PJ, et al. Spinal cord monitoring in scoliosis surgery. Experience with 1168 cases. *J Bone Joint Surg Br* 1991 May;73(3): 487-491.
73. Freedman LS, Houghton GR, Evans M. Cadaveric study comparing the stability of upper distraction hooks used in Harrington instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)* 1986 Jul-Aug;11(6): 579-582.

74. Freeman BL. Scoliosis and Kyphosis. In: Canale ST, editor. Campbell's Operative Orthopaedics. St. Louis: Mosby; 1998. p2874-2890.
75. Gaines RW, Jr., Abernathie DL. Mersilene tapes as a substitute for wire in segmental spinal instrumentation for children. *Spine (Phila Pa 1976)* 1986 Nov;11(9): 907-913.
76. Gang C, Haibo L, Fancai L, Weishan C, Qixin C. Learning curve of thoracic pedicle screw placement using the free-hand technique in scoliosis: how many screws needed for an apprentice? *Eur Spine J* 2012 Jun;21(6): 1151-1156.
77. Gardner Morse M, Stokes IA. Three dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech* 1994;27: 177-181.
78. Garrett AL, Perry J, Nickel VL. Stabilization of Collapsing Spine. *J Bone Joint Surg Am* 1961;43-A(4): 474-484.
79. Geerling J, Berlemann U, Frericks B, Kfuri M, Hübner T, Krettek C. Pedicle Screw Placement. In: Stiehl JB, editor. Navigation and Robotics in Total Joint and Spine Surgery. Berlin Heidelberg Springer-Verlag 2004. p67.
80. Ghanem IB, Hagnere F, Dubousset JF, Watier B, Skalli W, Lavaste F. Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. A preliminary report. *Spine (Phila Pa 1976)* 1997 Aug 15;22(16): 1913-1921.
81. Goel VK, Lim TH, Gwon J, Chen JY, Winterbottom JM, Park JB, et al. Effects of rigidity of an internal fixation device. A comprehensive biomechanical investigation. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991 Mar;16(3 Suppl): S155-161.
82. Goodwin RR, James KS, Daniels AU, Dunn HK. Distraction and compression loads enhance spine torsional stiffness. *J Biomech* 1994 Aug;27(8): 1049-1057.
83. Gregersen GG, Lucas DB. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 1967 Mar;49(2): 247-262.
84. Grivas TB. The Conservative Scoliosis Treatment. 1st SOSORT Instructional Course Lecture Book. Amsterdam: IOS Press; 2008.
85. Gruca A. The pathogenesis and treatment of idiopathic scoliosis; a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 1958 Jun;40-A(3): 570-584.
86. Gruca A. The results 3 years later and the technic of alloplasty of the muscles in scoliosis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1962 May-Jun;48: 285-299.
87. Gruca A. Surgical Treatment of Scoliosis in Children. In: Chapchal G, editor. Operative Treatment of Scoliosis. Stuttgart: Georg Thieme; 1973. p108-117.
88. Guillaumat M, Lebard JP, Khouri JP, Tassin JL. Traitement de la scoliose idiopahtique en période de croissance. Méthodes et résultats. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*. Paris: EMC; 1991. p1-18.

89. Gyórfi Gy, Kósa V, Manó S, Csernátó Z. Kerekesszékekkel kombinált halo kezeléssel szerzett tapasztalataink Klinikánkon. *Fizioterápia* 2014 (közlésre elfogadva).
90. Haer TR, O'Brien M, Felmly WT, Welin D, Perrier G, Choueka J, et al. Instantaneous axis of rotation as a function of the three columns of the spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 1992 Jun;17(6 Suppl): S149-154.
91. Hall EJ. Editorial comment. Newest views on scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1973; 93: 2-3.
92. Harrington PR. The etiology of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1977 Jul-Aug(126): 17-25.
93. Harrington PR. The history and development of Harrington instrumentation. by Paul R. Harrington, 1973. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Feb;227: 3-5.
94. Harrington PR. Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation. *J Bone Joint Surg Am* 1962 Jun;44-A: 591-610.
95. Harrington PR, Dickson JH. An eleven-year clinical investigation of Harrington instrumentation. A preliminary report on 578 cases. *Clin Orthop Relat Res* 1973 Jun(93): 113-130.
96. Heller KD, Prescher A, Schneider T, Block FR, Forst R. Stability of different wiring techniques in segmental spinal instrumentation. An experimental study. *Arch Orthop Trauma Surg* 1998;117(1-2): 96-99.
97. Herndon WA, Sullivan JA, Gruel CR, Yngve DA. A comparison of Wisconsin instrumentation and Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Pediatr Orthop* 1993 Sep-Oct;13(5): 615-621.
98. Hershan SH, Park JJ, Lonner BS. Fusionless surgery for scoliosis. *Bull Hosp Jt Dis* (2013);71(1): 49-53.
99. Hibbs RA. A report of fifty-nine cases of scoliosis treated by the fusion operation. By Russell A. Hibbs, 1924. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Apr(229): 4-19.
100. Hosman AJ, Slot GH, Beijneveld WJ, van Limbeek J, Kooijman MA. Correction of idiopathic scoliosis using the H-frame system. *Eur Spine J* 1996;5(3): 172-177.
101. Howorth MB. Evolution of spinal fusion. *Ann Surg* 1943 Feb;117(2): 278-229.
102. Hu X, Ohnmeiss DD, Lieberman IH. Robotic-assisted pedicle screw placement: lessons learned from the first 102 patients. *Eur Spine J* 2013 Mar;22(3): 661-666.
103. Hyun SJ, Kim YJ, Cheh G, Yoon SH, Rhim SC. Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine without any radiographic guidance: technical note, a cadaveric study. *J Korean Neurosurg Soc* 2012 Jan;51(1): 66-70.
104. Illes T. Comparison of classical 2D measurement of scoliosis and 3D measurement using vertebral vectors; advantages for prognosis and treatment evaluation. *Bull Acad Natl Med* 2012 Mar;195(3): 629-642.

105. Illes T, Tunyogi-Csapo M, Somoskeoy S. Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors. *Eur Spine J* 2011 Jan;20(1): 135-143.
106. James JJ. Paralytic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1956 Aug;38-B(3): 660-685.
107. Jarvis JG, Ashman RB, Johnston CE, Herring JA. The posterior tether in scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Feb;227: 126-134.
108. Johnston CE. Early onset scoliosis: editorial comment. *Clin Orthop Relat Res* 2011 May;469(5): 1315-1316.
109. Jones ET, Pickett JC. Editorial comment. *Clin Orthop Relat Res* 1988;229: 2-3.
110. Kahle W, Leonhardt H, Platzer W. *Anatomie*. 13 ed. Manheim: Elsevier; 1995.
111. Kapandji IA. *Physiologie articulaire. Schémas commentés de mécanique humaine*. Paris: Librairie Maloine S.A.; 1980.
112. Karger C, Steib JP, Roussouly P. Les "nouveaux" systèmes d'instrumentation rachidienne postérieure. In: Duparc J, editor. *Instrumentation rachidienne Cahiers d'Enseignements de la SOFCOT*. Paris: Expansion Scientifique Française; 1995. p121-135.
113. Karol LA. Early definitive spinal fusion in young children: what we have learned. *Clin Orthop Relat Res* 2011 May;469(5): 1323-1329.
114. Kerboul B. Is segmentary osteosynthesis of the spine appropriate in adults? The Luque-Dove technic. *Acta Orthop Belg* 1988;54(1): 53-58.
115. Kim HK, Vaccaro AR, Fessler RG. *Spinal Instrumentation: Surgical Techniques*. New York: Thieme; 2005.
116. Kim YJ, Lenke LG. Posterior Surgery for thoracic Scoliosis. In: Heary RF, Albert TJ, editors. *Spinal Deformities The Essentials*. New York, Stuttgart: Thieme; 2006.
117. King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1983 Dec;65(9): 1302-1313.
118. Klemme WR, Denis F, Winter RB, Lonstein JW, Koop SE. Spinal instrumentation without fusion for progressive scoliosis in young children. *J Pediatr Orthop* 1997 Nov-Dec;17(6): 734-742.
119. Kohler R. A tribute to P. Stagnara. A historical survey of treatment of scoliosis. Montpellier: Sauramps Médical; 1992.
120. Kothe R, O'Holleran JD, Liu W, Panjabi MM. Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996 Feb 1;21(3): 264-270.
121. Krismer M, Bauer R, Sterzinger W. Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three dimensional correction. *Spine (Phila Pa 1976)* 1992 Aug;17(8 Suppl): S263-269.

122. Kumar K. Spinal deformity and axial traction. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996 Mar 1;21(5): 653-655.
123. La Rosa G, Giglio G, Oggiano L. Surgical treatment of neurological scoliosis using hybrid construct (lumbar transpedicular screws plus thoracic sublaminar acrylic loops). *Eur Spine J* 2011 May;20 Suppl 1: S90-94.
124. Labelle H, Aubin CE, Jackson R, Lenke L, Newton P, Parent S. Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatr Orthop* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl): S37-45.
125. Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jequier JC. Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *Eur Spine J* 1995;4(2): 88-94.
126. Laine T, Lund T, Ylikoski M, Lohikoski J, Schlenzka D. Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *Eur Spine J* 2000 Jun;9(3): 235-240.
127. Lamartina C, Cecchinato R. Selective thoracolumbar instrumentation with pedicle screws and sublaminar bands (universal clamps) in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2011 Dec;20(12): 2286-2287.
128. Landry C, De Guise JA, Dansereau J, Labelle H, Skalli W, Zeller R, et al. Computer graphic analysis of the three dimensional deformities of scoliotic vertebrae. *Ann Chir* 1997;51(8): 868-874.
129. Lange F. The classic. Support for the Spondylitic Spine by Means of Buried Steel Bars, Attached to the Vertebrae. *Clin Orthop Relat Res* 1986;203: 3-6.
130. Lapierre A. Analyse segmentaire des mouvements du corps humain. In: Baillière JP, editor. *La rééducation physique*. Paris: Masson; 1975. p173-214.
131. Lascombes P. Tiges et plaques vertébrales. Eléments de connexion. In: Duparc J, editor. *Instrumentation rachidienne Cahiers d'Enseignements de la SOFCOT*. Paris: Expansion Scientifique Française; 1995.
132. Lenke LG, Edwards CC, Bridwell KH. The Lenke classification of adolescent idiopathic scoliosis: how it organizes curve patterns as a template to perform selective fusions of the spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003 Oct 15;28(20): S199-207.
133. Lindahl O. Resection of vertebral transverse processes in idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1966;37(4): 342-347.
134. Liu JM, Shen JX. Advances in nonfusion techniques for the treatment of scoliosis in children. *Orthop Surg* 2010 Nov;2(4): 254-259.
135. Lloyd-Roberts GC, Pincott JR, McMeniman P, Bayley IJ, Kendall B. Progression in idiopathic scoliosis: A preliminary report of a possible mechanism. *J Bone Joint Surg Br* 1978 Nov;60-B(4): 451-460.

136. Louis R. Spinal dynamic function. In: Louis R, editor. Surgery of the spine Surgical anatomy and operative approaches. Berlin: Springer Verlag; 1982. p63-74.
137. Luque ER. Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. Clin Orthop Relat Res 1982 Mar(163): 192-198.
138. Luque ER. Segmental spinal instrumentation in neuromuscular scoliosis. Orthopade 1989 Apr;18(2): 128-133.
139. MacEwen GD. Experimental scoliosis. Clin Orthop Relat Res 1973 Jun(93): 69-74.
140. Mahar AT, Bagheri R, Oka R, Kostial P, Akbarnia BA. Biomechanical comparison of different anchors (foundations) for the pediatric dual growing rod technique. Spine J 2008 Nov-Dec;8(6): 933-939.
141. Manó S, Molnár S, Csernátó Z. The volumetric examination of the thoracic spinal canal changes in relation to movement In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 275-281.
142. Manó S, Nagy N, Csernátó Z. Operating table design for the „Spine knows better” surgical technique In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 282-289.
143. Marino-Zuco C. The surgical treatment of scoliosis. Proceedings and reports of councils and associations. J Bone Joint Surg Am 1956;38-B(4): 936.
144. Mastragostino S. Discussion of the report on scoliosis. Acta Orthop Belg 1967 Jul-Oct;33(4): 710-712.
145. Mattei TA, Meneses MS, Milano JB, Ramina R. "Free-hand" technique for thoracolumbar pedicle screw instrumentation: critical appraisal of current "state-of-art". Neurol India 2009 Nov-Dec;57(6): 715-721.
146. Mayer L. Orthopedic surgery in the United States of America. J Bone Joint Surg Br 1950 Nov;32-B(4): 461-569.
147. Mazda K, Ilharreborde B, Even J, Lefevre Y, Fitoussi F, Pennecot GF. Efficacy and safety of posteromedial translation for correction of thoracic curves in adolescent idiopathic scoliosis using a new connection to the spine: the Universal Clamp. Eur Spine J 2009 Feb;18(2): 158-169.
148. McBride ED. A mortised transfacet bone block for lumbosacral fusion. J Bone Joint Surg Am 1949 Apr;31A(2): 385-393.
149. McCarthy RE, Sucato D, Turner JL, Zhang H, Henson MA, McCarthy K. Shilla growing rods in a caprine animal model: a pilot study. Clin Orthop Relat Res 2009 Mar;468(3): 705-710.
150. McNeill TW, Tylkowski CM, Taddonio R, Donaldson D, Ray RD. Force-measuring distractor for Harrington rod placement in scoliosis surgery. Spine (Phila Pa 1976) 1977;2(1): 57-59.

151. Mehta MH. Radiographic estimation of vertebral rotation in scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1973 Aug;55(3): 513-520.
152. Menon KV, Kumar D, Thomas T. Experiments with a novel content-based image retrieval software: can we eliminate classification systems in adolescent idiopathic scoliosis? *Global Spine J* 2014 Feb;4(1): 13-20.
153. Michel CR. Philosophie de l'orthopédie. *Acta Orthop Belgica* 1997;63((2): 59-66.
154. Min K, Sdzuy C, Farshad M. Posterior correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis with pedicle screw instrumentation: results of 48 patients with minimal 10-year follow-up. *Eur Spine J* 2013 Feb;22(2): 345-354.
155. Mirza SK, Wiggins GC, Kuntz Ct, York JE, Bellabarba C, Konodi MA, et al. Accuracy of thoracic vertebral body screw placement using standard fluoroscopy, fluoroscopic image guidance, and computed tomographic image guidance: a cadaver study. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003 Feb 15;28(4): 402-413.
156. Moe JH. A critical analysis of methods of fusion for scoliosis; an evaluation in two hundred and sixty-six patients. *J Bone Joint Surg Am* 1958 Jun;40-A(3): 529-554.
157. Moe JH, Kharat K, Winter RB, Cummine JL. Harrington instrumentation without fusion plus external orthotic support for the treatment of difficult curvature problems in young children. *Clin Orthop Relat Res* 1984 May(185): 35-45.
158. Molnár S, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006 Dec 15;31(26): E984-991.
159. Molnár S, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. In vitro determination of the axial rotational axis of the thoracic spine In: Bojtár I, editor. *First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 290-294.
160. Molnár S, Skapinyecz J, Csernátóy Z. A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry előtt. *Biomech Hung* 2011;IV(1): 61-66.
161. Nāchemson A, Elfstrom G. Intravital wireless telemetry of axial forces in Harrington distraction rods in patients with idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1971 Apr;53(3): 445-465.
162. Nash CL, Jr., Moe JH. A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg Am* 1969 Mar;51(2): 223-229.
163. O'Brien JP, Stephens MM, Prickett CF, Wilcox A, Evans JH. Nylon sublaminar straps in segmental instrumentation for spinal disorders. *Clin Orthop Relat Res* 1986 Feb(203): 168-171.
164. Oda I, Abumi K, Cunningham BW, Kaneda K, McAfee PC. An in vitro human cadaveric study investigating the biomechanical properties of the thoracic spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2002 Feb 1;27(3): E64-70.

165. Ohnsorge JA, Salem KH, Ladenburger A, Maus UM, Weisskopf M. Computer-assisted fluoroscopic navigation of percutaneous spinal interventions. *Eur Spine J* 2012 Mar;22(3): 642-647.
166. Olson SA, Lepkowski H, Gaines RW, Jr. Magnetic resonance imaging evaluation of the spinal canal following arthrodesis and removal of sublaminar wires. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991 Aug;16(8 Suppl): S339-342.
167. Outland T, Corn O. The use of parallel grafts and of two-stage and three-stage interlocking grafts in the treatment of idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1947 Jan;29(1): 163-170.
168. Ovadia D, Korn A, Fishkin M, Steinberg DM, Wientroub S, Ofiram E. The contribution of an electronic conductivity device to the safety of pedicle screw insertion in scoliosis surgery. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011 Sep 15;36(20): E1314-1321.
169. Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranceau J, Krag M. Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976)* 1993 Aug;18(10): 1298-1310.
170. Panjabi MM, Shin EK, Chen NC, Wang JL. Internal morphology of human cervical pedicles. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000 May 15;25(10): 1197-1205.
171. Panjabi MM, Takata K, Goel V, Federico D, Oxland T, Duranceau J, et al. Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991 Aug;16(8): 888-901.
172. Pap K, Barcsa C. Operative Treatment of Scoliosis. In: Chapchal G, editor. *Operative Treatment of Scoliosis*. Stuttgart: Georg Thieme; 1973. p147-150.
173. Perdriolle R, Vidal J. Morphology of scoliosis: three-dimensional evolution. *Orthopedics* 1987 Jun;10(6): 909-915.
174. Phillips WA, Hensinger RN. Wisconsin and other instrumentation for posterior spinal fusion. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Apr(229): 44-51.
175. Ponseti IV, Friedman B. Changes in the scoliotic spine after fusion. *J Bone Joint Surg Am* 1950 Oct;32(A:4): 751-766.
176. Pratt RK, Webb JK, Burwell RG, Cummings SL. Luque trolley and convex epiphysiodesis in the management of infantile and juvenile idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999 Aug 1;24(15): 1538-1547.
177. Proust R, Souppault R. Malformations et déviations du rachis. *Précis de Pathologie chirurgical*. Paris: Masson; 1938. p283.
178. Qian B, Jiang J, Zhu F, Zhu Z, Liu Z, Qiu Y. How is the trachea at risk of injury from pedicle screw insertion in proximal thoracic curve of adolescent idiopathic scoliosis patients? *Eur Spine J* 2013 Feb;22(2): 338-344.



179. Resina J, Alves AF. A technique of correction and internal fixation for scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1977 May;59(2): 159-165.
180. Roaf R. The basic anatomy of scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1966 Nov;48(4): 786-792.
181. Roaf R. Paralytic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1956 Aug;38-B(3): 640-659.
182. Romana C, Michel CR, Dimnet J, Berard J, Caton J. The Armstrong procedure in scoliosis surgery. Clinical, biomechanical and tridimensional study. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1985;71(2): 111-118.
183. Roy-Camille R. Historique de la vis pédiculaire: l'expérience européenne. *Rachis* 1990;2(6): 429-432.
184. Roy-Camille R, Saillant G. Historique de la vis pediculaire. In: Duparc J, editor. *Instrumentation rachidienne Cahiers d'Enseignements de la SOFCOT*. Paris: Expansion Scientifique Francaise; 1995. p41-43.
185. Sahgal V, Shah A, Flanagan N, Schaffer M, Kane W, Subramani V, et al. Morphologic and morphometric studies of muscle in idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1983 Apr;54(2): 242-251.
186. Sahlstrand T, Ortengren R, Nachemson A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1978 Aug;49(4): 354-365.
187. Sanchez Marquez JM, Sanchez Perez-Grueso FJ, Fernandez-Baillo N, Gil Garay E. Gradual scoliosis correction over time with shape-memory metal: a preliminary report of an experimental study. *Scoliosis* 2012;7(20): 1-7.
188. Sanders J. Scoliosis "nonfusion"--a reality check. *J Pediatr Orthop* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl): S114-118.
189. Sava G. *The healing knife; a surgeon's destiny*. London: Faber and Faber; 1938.
190. Skrabanek P, McCormick J. *Idées folles, idées fausses en médecine*. Paris: Odile Jacob; 1992.
191. Smith JT. The use of growth-sparing instrumentation in pediatric spinal deformity. *Orthop Clin North Am* 2007 Oct;38(4): 547-552.
192. Songer MN, Spencer DL, Meyer PR, Jr., Jayaraman G. The use of sublaminar cables to replace Luque wires. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991 Aug;16(8 Suppl): S418-421.
193. Stecker MM. A review of intraoperative monitoring for spinal surgery. *Surg Neurol Int* 2012;3(Suppl 3): S174-187.
194. Steib JB, Gallard E, Balabaud L. A new bipedicular implant. Analysis of a new spinal fixation device. *ARGOS Spine News* 2000;2: 22-24.
195. Steib JP, Dumas R, Mitton D, Skalli W. Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004 Jan 15;29(2): 193-199.
196. Strasser H. *Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik*. Berlin: Springer Verlag; 1908.

197. Takeuchi T, Abumi K, Shono Y, Oda I, Kaneda K. Biomechanical role of the intervertebral disc and costovertebral joint in stability of the thoracic spine. A canine model study. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999 Jul 15;24(14): 1414-1420.
198. Thompson GH, Lenke LG, Akbarnia BA, McCarthy RE, Campbell RM, Jr. Early onset scoliosis: future directions. *J Bone Joint Surg Am* 2007 Feb;89 Suppl 1: 163-166.
199. Uhthoff HK, Armstrong G. Editorial comment. *Clin Orthop* 1977;126: 2.
200. Ujjwal KD. Current concepts in the management of early-onset idiopathic scoliosis. *Pediatr Health* 2010;4(3): 343-354.
201. Vander JA, Sherman HJ, Luciano SD. Human Physiology. The mechanisms of body function. New Delhi: McGraw-Hill Publishing Company; 1990.
202. Vincent A. La scoliose idiopathique. Le traitement actuel de la scoliose. *Acta Orthop Belg* 1967;33(4-5): 601-609.
203. Virginia MB. Correlation studies on muscle in scoliosis: histochemistry, electromyography, electron microscopy, and quantitative enzymes. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51-A(1): 204.
204. Vitale MG, Gomez JA, Matsumoto H, Roye DP, Jr. Variability of expert opinion in treatment of early-onset scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 2011 May;469(5): 1317-1322.
205. Vora V, Crawford A, Babekhir N, Boachie-Adjei O, Lenke L, Peskin M, et al. A pedicle screw construct gives an enhanced posterior correction of adolescent idiopathic scoliosis when compared with other constructs: myth or reality. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007 Aug 1;32(17): 1869-1874.
206. Wang Y, Zheng G, Zhang X, Zhang Y, Xiao S, Wang Z. Temporary use of shape memory spinal rod in the treatment of scoliosis. *Eur Spine J* 2011 Jan;20(1): 118-122.
207. Waschke A, Walter J, Duenisch P, Reichart R, Kalff R, Ewald C. CT-navigation versus fluoroscopy-guided placement of pedicle screws at the thoracolumbar spine: single center experience of 4,500 screws. *Eur Spine J* 2013 Mar;22(3): 654-660.
208. Weiler PJ, McNeice GM, Medley JB. An experimental study of the buckling behavior of L-rod implants used in the surgical treatment of scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 1986 Dec;11(10): 992-998.
209. Wenger HL. Spine jack operation in the correction of scoliotic deformity. A direct intrathoracic attack to straighten the laterally bent spine; preliminary report. *Arch Surg* 1961 Dec;83: 901-910.
210. White AA, 3rd. Analysis of the mechanics of the thoracic spine in man. An experimental study of autopsy specimens. *Acta Orthop Scand Suppl* 1969;127: 1-105.
211. White AA, Panjabi MM. Kinematics of the spine. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia: Lippincott; 1990. p104-106.

212. White KK, Song KM, Frost N, Daines BK. VEPTR growing rods for early-onset neuromuscular scoliosis: feasible and effective. *Clin Orthop Relat Res* 2011 May;469(5): 1335-1341.
213. Winter RB, Lonstein JE, Denis F. How much correction is enough? *Spine (Phila Pa 1976)* 2007 Nov 15;32(24): 2641-2643.
214. Winter RB, Moe JH, Lonstein JE. Posterior spinal arthrodesis for congenital scoliosis. An analysis of the cases of two hundred and ninety patients, five to nineteen years old. *J Bone Joint Surg Am* 1984 Oct;66(8): 1188-1197.
215. Xie JM, Zhao Z, Yang H, Wang YS, Zhang Y, Li T, et al. A five-step remedial screw placement method to treat severe spinal deformity with free-hand transpedicular screw placement. *Eur Spine J* 2013 Feb;22(2): 417-424.
216. Yang JS, McElroy MJ, Akbarnia BA, Salari P, Oliveira D, Thompson GH, et al. Growing rods for spinal deformity: characterizing consensus and variation in current use. *J Pediatr Orthop* 2010 Apr-May;30(3): 264-270.
217. Youkilis AS, Quint DJ, McGillicuddy JE, Papadopoulos SM. Stereotactic navigation for placement of pedicle screws in the thoracic spine. *Neurosurgery* 2001 Apr;48(4): 771-779.
218. Zuk T. The role of spinal and sdbdominal muscles in the pathogenesis of scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1962;44-B(1): 102-105.

## Az értekezés alapjául szolgáló saját irodalom

1. Csernátony Z. A hátsó feltárásból végzett scoliosisműtétek a kezdetektől napjainkig. Biomech Hung 2009;II(1): 59-79.
2. Csernátony Z. A scoliosis-csapda – tévedések, tévhitek és tévutak. Biomechanika, terápia, prognosztika és egy kis pszichológia. Gyermekgyógyászat 2005;56(6): 641-648.
3. Csernátony Z. A sematikus gyógytorna hátrányai a scoliosis kezelésében. Fizioterápia 2008;XVII(4): 21.
4. Csernátony Z, Fekete Z, Soós P, Nyulasi T, Gáspár L. A háti szakasz scoliosisának módosított instrumentálása. Első klinikai tapasztalatok a CAB horgok alkalmazásával. Magyar Traumat Ortop 1999;42: 42-46.
5. Csernátony Z, Gáspár L, Benkő K, Fekete Z, Soos P, Nyulasi T, et al. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. Acta Chir Hung 1997;36(1-4): 51-53.
6. Csernátony Z, Gáspár L, Jónás Z, Szepesi K. Modified unit rod technique in scoliosis surgery. Acta Orthop Scand 2002;73(4): 481-482.
7. Csernátony Z, Gáspár L, Molnár S, Fooladi S. The „rotational preconstraint” as a possible etiopathology of scoliosis In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 69-76.
8. Csernátony Z, Goodship A, Szepesi K, Jónás Z, Gáspár L, Benkő K, et al. A complementary thoracic implant for the surgical correction of the scoliotic curve. A preliminary report. Eur J Orthop Traumatol 2001;11: 85-89.
9. Csernátony Z, Hunya Z, Sikula J, Kollár J. A thoracalis gerinc processus transversusainak geometriai vizsgálata. Biomech Hung 2008;I(1): 57-62.
10. Csernátony Z, Kiss L, Manó S, Hunya Z. Our experience and early results with a complementary implant for the correction of major thoracic curves. Eur Spine J 2013 Jun;22(6): 1286-1291.
11. Csernátony Z, Manó S, Pálincás J. CAB: a new implant for the correction of the dorsal part of the scoliotic spine In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 77-84.
12. Csernátony Z, Manó S, Pálincás J, Kovács Á. Our results so far with the „Spine Knows Better” surgical technique In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 85-89.
13. Csernátony Z, Molnár S, Hunya Z, Manó S, Kiss L. Biomechanical examination of the thoracic spine--the axial rotation moment and vertical loading capacity of the transverse process. J Orthop Res 2011 Dec;29(12): 1904-1909.

14. Csernátony Z, Szepesi K, Gáspár L, Dezső Z, Jónás Z. "The Rotational Preconstraint". A kinetic model of a possible new mechanism in the ethiopathogenesis of scoliosis. Medical Hypotheses 2000;54(2): 203-206.
15. Csernátony Z, Szepesi K, Gáspár L, Kiss L. Contradictions of derotation in scoliosis surgery using the CD principle. Med Hypotheses 2002 Jun;58(6): 498-502.
16. Győrfi Gy, Kósa V, Manó S, Csernátony Z. Kerekesszékekkel kombinált halo kezeléssel szerzett tapasztalataink Klinikánkon. Fizioterápia 2014 (közlésre elfogadva).
17. Manó S, Molnár S, Csernátony Z. The volumetric examination of the thoracic spinal canal changes in relation to movement In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 275-281.
18. Manó S, Nagy N, Csernátony Z. Operating table design for the „Spine knows better” surgical technique In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 282-289.
19. Molnár S, Manó S, Kiss L, Csernátony Z. Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. Spine (Phila Pa 1976) 2006 Dec 15;31(26): E984-991.
20. Molnár S, Manó S, Kiss L, Csernátony Z. In vitro determination of the axial rotational axis of the thoracic spine In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 290-294.
21. Molnár S, Skapinyecz J, Csernátony Z. A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry előtt. Biomech Hung 2011;IV(1): 61-66.

## Köszönetnyilvánítás

Mindenekelőtt régi barátomnak, Jean-François Jeanssonnak, a *JBS* volt tulajdonosának szeretnék köszönetet mondani, hogy eredeti ötletemet egyből meggyőződéssel, nagylelkűen és hatékonyan támogatta. A sorban itt következnek a további közreműködő cégek, amelyek támogatását megszerezni nem volt könnyű, de végső soron érdemesnek bizonyult.

A kísérleti munkákban leghűségesebb munkatársamnak Manó Sándor, a *Biomechanikai Laboratórium* mérnöke bizonyult, de meg kell említeni Krakovits Gábor, Fekete Zsolt, Soós Pál, Allen Goodship, Jónás Zoltán, Kiss László, Molnár Szabolcs, Hunya Zsolt, Győrfi Gyula és Nagy Norbert nevét is, akik a kutató-fejlesztő munka, illetve a klinikai bevezetés egyes stádiumaiban hűséges segítőknek bizonyultak. Az aprólékos háttérmunka egy ilyen mű összeállításakor nélkülözhetetlen, ezért az ebben nyújtott segítségükért köszönettel tartozom Pallagi Mónikának és Varga Juditnak.

Köszönöm közvetlen munkatársaimnak, korábbi mestereimnek és az ötlet mellé állt további cégeknek, hogy a legkülönbözőbb támogatási módokban részesítettek, amelyek mind szükségesek voltak ahhoz, hogy az itt bemutatott munkák megvalósulhassanak.

Végül, de nem utolsó sorban családomat illeti köszönet a munkához elengedhetetlen távollétek megértő fogadásáért, valamint köszönöm gyermekeimnek a tőlük kapott inspirációt.

## **Mellékletek**

- 1. Etikai engedélyek**
- 2. Mechanikai mérési jegyzőkönyvek**

dc\_605\_12

## **1. Etikai engedélyek**



**A DEBRECENI ORVOSTUDOMÁNYI EGYETEM  
TUDOMÁNYOS BIZOTTSÁGÁNAK  
KUTATÁS ETIKAI BIZOTTSÁGA**

**Elnök: Prof. Dr. Oláh Éva egyetemi tanár**

**DOTE Gyermekklinika**

**4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.**

**Tel/Fax: (52) 14-992**

---

**Sorszám: 123**

**Pályázó: Dr. Csernátory Zoltán egyetemi tanársegéd**

**Intézet: DOTE Ortopédiai Klinika**

**Cím: Új típusú gerincstabilizáló rendszer cadavereken végzett vizsgálata**

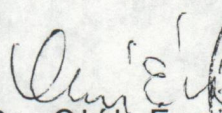
**Beérkezési idő: 1993. november 8.**

Szerző egy új típusú gerincrögzítő implantatum rendszert dolgozott ki, melynek egyébként feltalálója is. Találmánya Magyarországon és Franciaországban, valamint több nyugat-európai országban szabadalmi oltalommal védett. A rendszer a háti gerinc deformitásainak háti behatolásból történő, a jelenlegi rendszereknél hatékonyabb korrekcióját és rögzítését célozza meg.

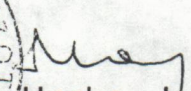
E fejlesztés alatt álló implantatumok tetemeken való kipróbálása jelenleg a célja. Részletes leírásában pontosítja a körülményeket. A beavatkozást a Patológiai Intézet, a Közegészségtani Intézet, az Ortopédiai Klinika és az Ybl Miklós Műszaki Főiskola Szilárdságtani Tanszéke is támogatja.


Etikai kifogás nem merül fel munkájával kapcsolatban.

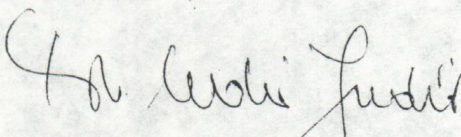
Debrecen, 1993. november 24.

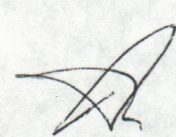
  
Dr. Oláh Éva  
egyetemi tanár  
a bizottság elnöke



  
Dr. Horkay Irén  
egyetemi tanár  
a bizottság alelnöke

  
Dr. Kiss Attila  
egyetemi docens  
a bizottság titkára

  
Dr. Szabó Zs. Judit  
egyetemi docens

  
Dr. Szentmiklósi József  
egyetemi docens



**A DEBRECENI ORVOSTUDOMÁNYI EGYETEM  
TUDOMÁNYOS BIZOTTSÁGÁNAK  
KUTATÁSETIKAI BIZOTTSÁGA**

**Elnök: Dr. Záborszky Zoltán egyetemi tanár**  
**DOTe Traumatológiai Tanszék**  
**Debrecen. Bartók Béla u. 2-26.**  
**Tel: (52) 419-499, 418-333**

---

**Kutatásetikai bizottsági döntés**

A DOTE Regionális Kutatásetikai Bizottsága az 1996 június 3 - án tartott ülésén megvizsgálta az alábbi protokollt:

A téma címe: **A csigolyák mozgásainak és térbeli elmozdulásainak tanulmányozása tartósított cadaver torsókon**

A protokoll azonosítója: (Megbizónál):

(DOTe KEB-nél): **297/96**

A témavezető neve: **Dr. Csernátó Zoltán**

Beosztása, tudományos fokozata: **egyetemi tanársegéd**

Munkahelyének címe: **DOTe Ortopédiai Klinika**

A megvizsgált dokumentumok felsorolása:

- ☐ A vizsgálat protokollja
- ☐ A protokoll kiegészítései (Addendum)      Szám:      Dátum:  
   Szám:      Dátum:
- ☐ A protokoll módosításai (Amendment)      Szám:      Dátum:  
   Szám:      Dátum:
- ☐ Investigator's Brochure (A vizsgálandó gyógyszerrel kapcsolatos mindennemű, korábbi kémiai, farmakológiai, toxikológiai, klinikai információ)
- ☐ A témavezető és a résztvevő kutatók tudományos életrajza
- ☐ A betegek/önkéntesek toborzásához használt anyagok, hirdetések
- ☐ Magyar nyelvű betegtájékoztató

DOTÉ KEB Prot. No. 294/96 2. oldal

- ☐ Önkéntességi ill. a betegnek a vizsgálatba való beleegyezését tartalmazó nyilatkozat űrlapja
- ☐ Kártalanítási megállapodások a szponzor és a témavezető között (Indemnification, Insurance)
- ☐ Adatlapok (Case Report Forms)
- ☐ Az Etikai Bizottság(ok)nak és más engedélyező/véleményező szervezeteknek (pl. OGYI, OKI, ORKI, ANTSZ, stb.) a tervezett vizsgálatokkal kapcsolatos valamennyi korábbi döntése.
- ☐ A vizsgálatban résztvevő személyeknek (egészséges önkénteseknek és betegeknek) adott valamennyi juttatás és kompenzáció
- ☒ Egyéb dokumentumok: Készenléti + Általános leírás a vizsgálatról

A Kutatásetikai Bizottság döntése a protokoll és a csatolt dokumentumok felülvizsgálata alapján:

- ☒ Kedvező vélemény
- ☐ Kedvező vélemény ajánlásokkal
- ☐ Kedvező vélemény feltételekkel
- ☐ Kedvezőtlen vélemény érvekkel

Vélemény: **A Bizottság a tervezett vizsgálatokat tudomásul veszi azzal a megjegyzéssel, hogy a KEB feladata csak az élő emberen végzett orvosbiológiai beavatkozások elbírálása.**

A döntéshozatalban résztvevő bizottsági tagok:

- ☒ Dr. Záborszky Zoltán egyetemi tanár, a KEB elnöke
- ☒ Dr. Horkay Irén egyetemi tanár, a KEB alelnöke
- ☒ Dr. Kádár Pál igazgató, a KEB alelnöke
- ☒ Dr. Szentmiklósi József egyetemi docens, a KEB titkára
- ☒ Dr. Oláh Éva egyetemi tanár, a KEB tagja
- ☒ Dr. Szabó Zs. Judit egyetemi docens, a KEB tagja
- ☒ Dr. Lukács Géza egyetemi tanár, a KEB tagja
- ☐ Dr. Kiss Attila egyetemi docens, a KEB tagja
- ☒ Dr. Varga Mihály egyetemi docens, a KEB tagja
- ☒ Dr. Márton Ildikó ügyvéd, a KEB tagja
- ☒ Simon Ilona egyetemi főnővér, a KEB tagja
- ☐ Kálmánné Szabó Katalin tanár, a KEB tagja
- ☒ Mészáros József Domonkos o.p., r.k. lelkes, a KEB tagja



DOTÉ KEB No. *294* /96 3. oldal

*E jóváhagyás hatályban tartásához*

1. *A témavezető a vizsgálatok megkezdését követően köteles haladéktalanul a Bizottság tudomására hozni minden olyan súlyos vagy váratlan nemkívánatos eseményt, amelyek várhatóan befolyásolják a vizsgálati személyek biztonságát vagy a vizsgálat menetét ill. közölni kell a Bizottsággal a protokoll bármilyen módosítását vagy kiegészítését.*
2. *Az orvosbiológiai beavatkozás befejezése után a kérelmező értékelő jelentést köteles küldeni a Kutatásetikai Bizottságnak.*

*Az orvosbiológiai vizsgálatok esetében a Kutatásetikai Bizottság évente legalább egy alkalommal utánkövetési felülvizsgálatot tart.*

Az utánkövetési felülvizsgálat várható időpontja: 1996.....

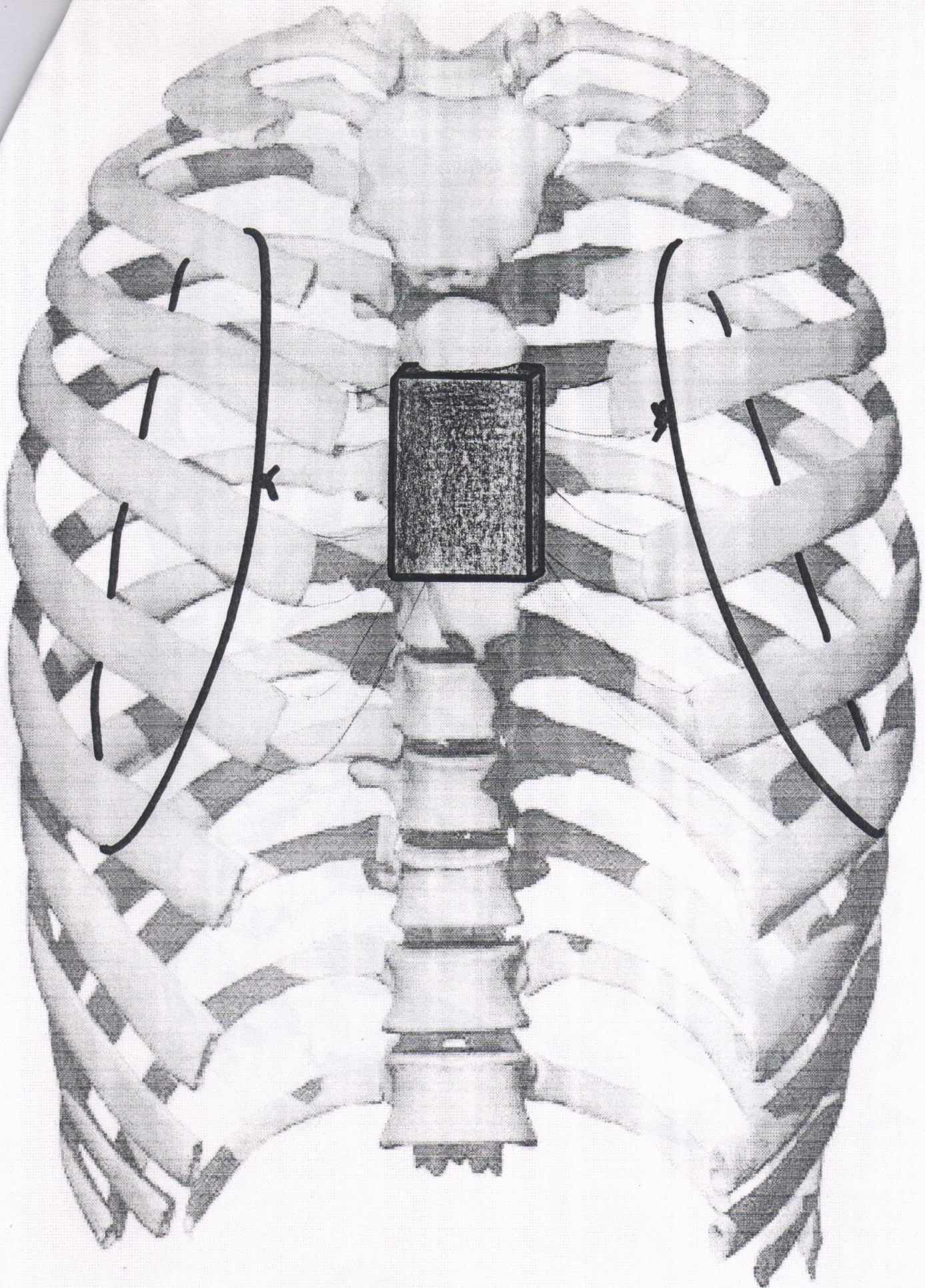
Debrecen. 19. *96. júl. 1.*

*Dr. Záborszky Zoltán*  
Dr. Záborszky Zoltán  
egyetemi tanár  
a DOTÉ KEB Elnöke

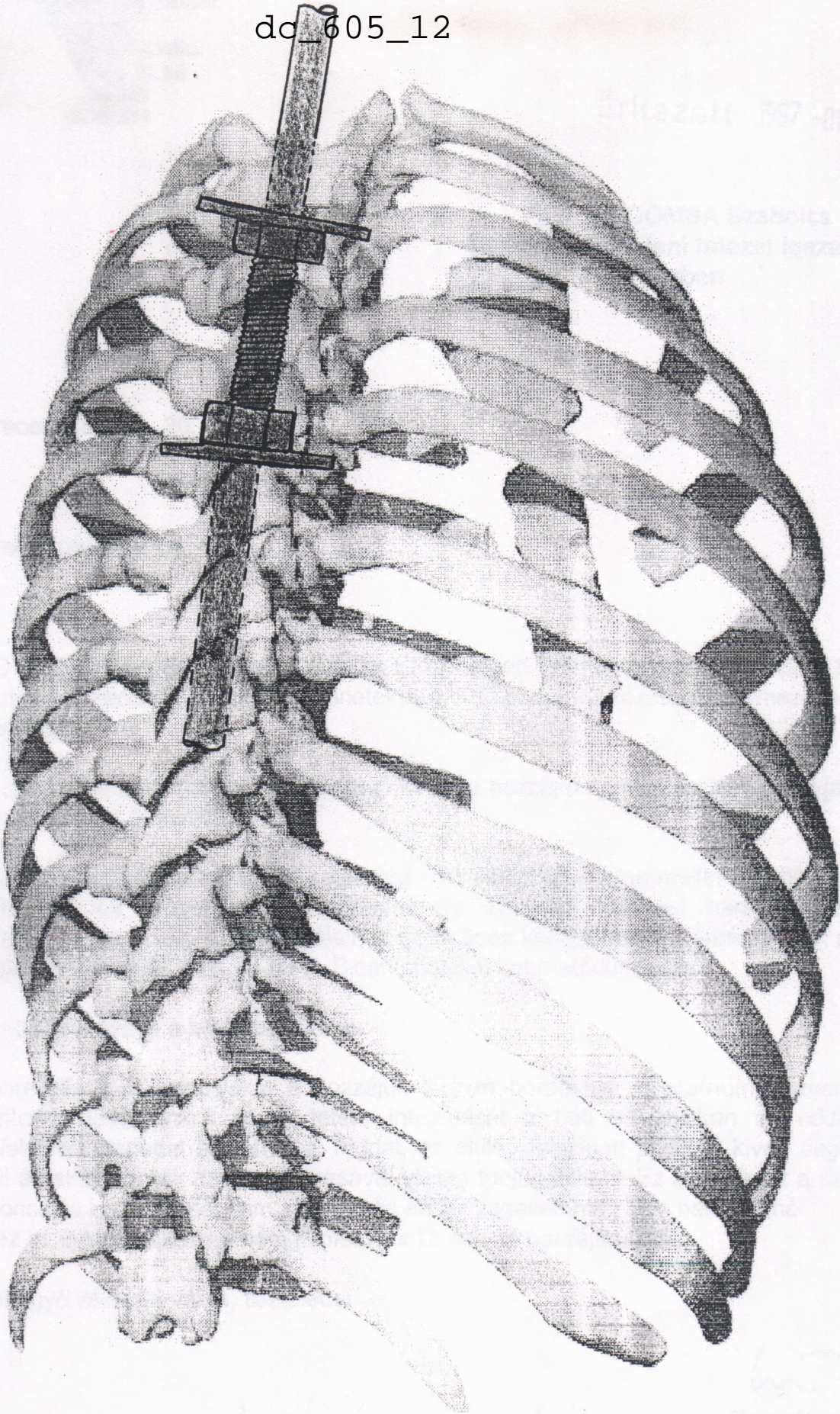




dc\_605\_12







A. Kuntz, M.D.

University of California

1. A. Kuntz, M.D.

2. A. Kuntz, M.D.

Herzogenrath, Bonn, Germany



**Dr. CSERNÁTONY Zoltán**

tanársegéd

**DOTÉ Ortopédiai Klinika**

**4032 Debrecen Pf.16**

tel 52.432.285

fax 52.415.494

dc\_605\_12

Érkezett 1997 -01- 12

**Prof. Dr. GOMBA Szabolcs**  
**DOTÉ Kórbonctani Intézet igazgatója**  
**Helyben**

Debrecen, 1997. 1. 20.

Tisztelt Professzor Úr,

A DOTÉ Tudományos Bizottság Kutatás Etikai Bizottságának engedélye alapján 1993 óta folytatok biomechanikai gerinc kísérleteket a Kórbonctani Intézetből származó boncolási anyagokon.

Az eddigi kísérletekhez 5-6 háti csigolyából és a hozzájuk tartozó bordák csontjaiból álló segmentumokat használtam.

A munka egy új stádiumához ért. Jelenleg - az eddigi kísérletek mellett - a háti csigolyák axialis rotációs tengelyének megállapítására komplett mellkasi harántsegmentumok kivételére lenne szükség. A vizsgálathoz szükséges készüléket már elkészítettük a DOTÉ Ortopédiai Klinika és a KLTE MFK Biomechanikai Laboratóriumában.

A boncolás lényege a következő lenne:

A thoracalis III-V csigolyákat a hozzájuk tartozó bordákkal és sternum-segmentummal együttesen távolítanánk el. A tetem integritását a háti csigolyákon az eddigieknek megfelelően menettel ellátott acél rúddal, az elülső felszínen pedig a kivett segmentum feletti és alatti bordák összedrótozásával vissza tudjuk állítani. Ez a módszer a szabályos kórboncolás kivitelezését sem zavarná és azt lényegesen meg sem nehezítené. Ehhez az új kísérlethez kérem Professzor Úr szíves hozzájárulását.


Jóváhagyó válaszát várva, tisztelettel

*A kérését támogatva*

  
Csernátony Zoltán

Melléklet:

1. A Kutatás Etikai Bizottság engedélye
2. A boncolás vázlata

  
Hozzájárulok: *Gomba Szabolcs*  
97.1.27.



**Etikai Bizottság**  
**Kutatásetikai Albizottság**  
DEOEC  
Helyben

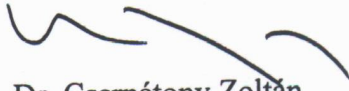
Debrecen, 2003. szeptember 23.

Tisztelt Kutatásetikai Albizottság!

A Debreceni Egyetem Biomechanikai Kutatólaboratóriumában évek óta folytatott gerinc biomechanikai kutatásaink során számos eddig célul kitűzött kísérletünket eredménnyel befejeztük. Folytatva ezt a munkánkat, jelenleg egy olyan ex vivo cadaver kísérletet tervezünk, amely mind a normál gerinc, mind a scoliosis deformitás alkotásában részt vevő gerincszakasz biomechanikai viselkedését az egész mellkas vonatkozásában tanulmányozhatóvá tenné. Ehhez olyan mellkasi gerincszakasz eltávolítása lenne szükséges, mely a középső háti szakasz 3 csigolyáját a hozzá tartozó bordákkal együtt tartalmazná. A tetemek integritásának visszaállítása megoldott. Ennek részleteit Gomba Szabolcs professzor úr intézetvezetősége idején vele még részletesen megtárgyaltuk, egyeztettük, akkor azonban a kísérletek végrehajtása technikai okokból elmaradt. Előreláthatólag mintegy 10 ilyen specimen-re lenne szükségünk ahhoz, hogy egy újabb fázisát lezárhassuk a gerinc biomechanikai kísérleteinknek, melyek tudományos hasznától orvostanhallgatói diplomamunkát, közleményeket és tudományos előadásokat remélünk.

Kérem a tisztelt Kutatásetikai Albizottságot, hogy a munkához hozzájárulni szíveskedjen.

Tisztelettel

  
Dr. Csernátó Zoltán  
egyetemi docens  
klinikaigazgató



**DEBRECENI EGYETEM  
ORVOS- ÉS EGÉSZSÉGTUDOMÁNYI CENTRUM  
CENTRUM ELNÖKI HIVATAL**

Elnök: Dr. Fésüs László egyetemi tanár, akadémikus  
Tudományos igazgató: Dr. Gergely Pál egyetemi tanár

**DE OEC TUDOMÁNYOS BIZOTTSÁG  
REGIONÁLIS ÉS INTÉZMÉNYI KUTATÁSETIKAI BIZOTTSÁGA**

Elnök: Dr. Horkay Irén egyetemi tanár

DEOEC Bőrklinika

4012. Debrecen. Nagyerdei krt. 98. Pf. 34

Tel: (52) 432-282/5856 m. Fax: (52) 411-717/4229 m.

---

**Intézményvezetői engedély iránti kérelem emberi felhasználásra kerülő vizsgálati  
készítmények kipróbálásához**

1. A klinikai vizsgálat címe (eredeti és magyar változatban):

Mellkas deformitás kialakulásának ex vivo vizsgálata scoliosisban.

2. A vizsgálatvezető neve: Dr. Csernátony Zoltán  
Beosztása, tudományos fokozata: Klinikaigazgató egyetemi docens, Ph.D.  
A szervezeti egység neve, címe: DEOEC Ortopédiai Klinika  
4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.

A vizsgálatvezető telefonszáma (munkahelyi és mobil): 52/415-494  
30/626-62-35

3. Milyen fázisú gyógyszerkipróbáláshoz kéri az intézményi befogadó nyilatkozatot?

I. fázisú      II. fázisú      III. Fázisú      IV. Fázisú      egyenértékűségi vizsgálat

4. A megbízó cég neve, címe, telefonszáma: -
5. A cég magyarországi képviselőjének neve, címe, telefonszáma -
6. A protokoll jelzése a megbízónál (a vizsgálat kódja): -
7. A vizsgálatra vonatkozó OGYI (vagy egyéb) engedély száma és kelte: -

8. A vizsgálatban résztvevő kutatók (beosztás, tudományos fokozat, munkahely):

Manó Sándor

Csécsei György

Dr. Molnár Szabolcs

9. A klinikai vizsgálat lényegének leírása és indoklása:

A Debreceni Egyetem Biomechanikai Kutatólaboratóriumában évek óta folytatott gerinc biomechanikai kutatásaink során számos eddig célul kitűzött kísérletünket eredménnyel befejeztük. Folytatva ezt a munkánkat, jelenleg egy olyan ex vivo cadaver kísérletet tervezünk, amely mind a normál gerinc, mind a scoliosisos deformitás alkotásában részt vevő gerincszakasz biomechanikai viselkedését az egész mellkas vonatkozásában tanulmányozhatóvá tenné. Ehhez olyan mellkasi gerincszakasz eltávolítása lenne szükséges, mely a középső háti szakasz 3 csigolyáját a hozzá tartozó bordákkal együtt tartalmazná. A tetemek integritásának visszaállítása megoldott. Ennek részleteit Gomba Szabolcs professzor úr intézetvezetősége idején vele még részletesen megtárgyaltuk, egyeztettük, akkor azonban a kísérletek végrehajtása technikai okokból elmaradt. Előreláthatólag mintegy 10 ilyen specimen-re lenne szükségünk ahhoz, hogy egy újabb fázisát lezárhassuk a gerinc biomechanikai kísérleteinknek, melyek tudományos hasznától orvostanhallgatói diplomamunkát, közleményeket és tudományos előadásokat remélünk.

10. A vizsgálatba bevont személyek száma (az adott vizsgálóhelyen), életkoruk:

A vizsgálatok tervezett kezdete: 2003. október 01.

A vizsgálatok tervezett befejezése: 2004. február 01.



11. Személyi, szakmai és tárgyi feltételek:

A fenti közreműködők a Debreceni Egyetem Biomechanikai Kutatólaboratóriumában végeznék el a kísérleteket a Patológiai Intézetből származó mintákon.

12. Az új beavatkozás kockázatának és hasznosságának összehasonlítása az eddig alkalmazott eljárásokéval: -

13. A tervezett beavatkozással kapcsolatos hazai és nemzetközi irodalmi állásfoglalás, a tudományos előzmények rövid összefoglalása:

Az irodalom a vizsgált kérdést ellentmondásosan és hiányosan tárgyalja.

14. Nem kívánt hatások, szövődmények fellépésének lehetősége, azok elhárításának módja. Rendelkezésre állnak-e a vizsgálóhelyen a nem kívánt hatások kivédésére a megfelelő személyi és dologi feltételek? -

15. A DE OEC regisztrációs díj (50.000- Ft ) átutalását végző szponzor hazai képviselőjének pontos postai címe és telefonja (Hazai képviselővel nem rendelkező cég esetében a regisztrációs díj 250 €): -

16. A vizsgálattal kapcsolatos dokumentumok felsorolása: -

A vizsgálat protokollja

Investigator's Brochure (A vizsgálandó gyógyszerrel kapcsolatos mindennemű, korábbi kémiai, farmakológiai, toxikológiai, klinikai információ)

A vizsgálatvezető és a résztvevő kutatók tudományos életrajza, különös tekintettel a klinikai gyógyszerkipróbálásokkal kapcsolatos korábbi részvételükre

A betegek/önkéntesek toborzásához használt anyagok, hirdetések

Magyar nyelvű betegtájékoztató

Önkéntességi, ill. a betegnek a vizsgálatba való beleegyezését tartalmazó nyilatkozat űrlapja

Az Eütv. 164. § szerinti felelősségbiztosítás másolata

Adatlapok (Case Report Forms)

Központi engedélyező/véleményező szervezetnek (OGYI, KFEB, OEK, ÁNTSZ, stb.) a tervezett vizsgálatokkal kapcsolatos döntése


A vizsgálatban résztvevő személyeknek (egészséges önkénteseknek és betegeknek) adott valamennyi juttatás és kompenzáció


Egyéb dokumentumok: -

*Tudomásul veszem, hogy a fenti vizsgálati készítmény klinikai kipróbálása során az egészségügyről szóló 1997. évi CLIV. törvény és a 24/2002. (V.9.) EüM rendelet szellemében járok el.*

Dátum: 2003. szeptember 23.



  
.....  
vizsgálatvezető

  
.....  
intézetvezető



do-605-12

**DEBRECENI EGYETEM**  
**ORVOS- ÉS EGÉSZSÉGTUDOMÁNYI CENTRUM**  
**TUDOMÁNYOS BIZOTTSÁGÁNAK**  
**REGIONÁLIS ÉS INTÉZMÉNYI KUTATÁSETIKAI BIZOTTSÁGA**

Elnök: Dr. Horkay Irén egyetemi tanár

Bőrgyógyászati Klinika

4012. Debrecen. Nagyerdei krt. 98. Pf. 34

Tel: (52) 432-282/5856 m. Fax: (52) 414-632

E-mail: IHORKAY@jaguar.dote.hu

---

**Kutatásetikai bizottsági vélemény**

A DE OEC Regionális és Intézményi Kutatásetikai Bizottsága megvizsgálta az alábbi protokollt:

A téma címe: **Mellkas deformitás kialakulásának ex vivo vizsgálata scoliosisban.**

A protokoll azonosítója: (Megbizónál):

(DEOEC RKEB/IKEB-nél): **2099-2003**

A témavezető neve: **Dr. Csernátony Zoltán**

Beosztása, tudományos fokozata: **klinikaigazgató egyetemi docens, PhD**

Munkahelyének címe: **DEOEC Ortopédiai Klinika**

A megvizsgált dokumentumok felsorolása:

- ☒ A vizsgálat protokollja
- ☐ A protokoll módosításai (Amendment) Szám: Dátum:  
Szám: Dátum:
- ☐ Investigator's Brochure (A vizsgálandó gyógyszerrel kapcsolatos mindennemű, korábbi kémiai, farmakológiai, toxikológiai, klinikai információ)
- ☐ A témavezető és a résztvevő kutatók tudományos életrajza
- ☐ A betegek/önkéntesek toborzásához használt anyagok, hirdetések
- ☐ Magyar nyelvű betegtájékoztató

- ☐ Önkéntességi ill. a betegnek a vizsgálatba való beleegyezését tartalmazó nyilatkozat űrlapja
- ☐ Kártalanítási megállapodások a szponzor és a témavezető között (Indemnification, Insurance)
- ☐ Adatlapok (Case Report Forms)
- ☐ Az Etikai Bizottság(ok)nak és más engedélyező/véleményező szervezeteknek (pl. OGYI, OKI, ORKI, ANTSZ, stb.) a tervezett vizsgálatokkal kapcsolatos valamennyi korábbi döntése.
- ☐ A vizsgálatban résztvevő személyeknek (egészséges önkénteseknek és betegeknek) adott valamennyi juttatás és kompenzáció
- ☐ Egyéb dokumentumok:

A Kutásetikai Bizottság véleménye a protokoll és a csatolt dokumentumok felülvizsgálata alapján:

- ☐ Kedvező vélemény
- ☒ Kedvező vélemény ajánlásokkal
- ☐ Kedvező vélemény feltételekkel
- ☐ Kedvezőtlen vélemény érvekkel

Vélemény: **A tervezett vizsgálatok megkezdését a Bizottság tudomásul vette. Kérjük, hogy a vizsgálatokkal kapcsolatos részleteket a Pathológiai Intézet új vezetőjével is szíveskedjenek egyeztetni. Egyebekben a vizsgálatokra a halottakra vonatkozó törvények betartása vonatkozik.**

A döntéshozatalban résztvevő bizottsági tagok:

- ☒ Dr. Horkay Irén egyetemi tanár, a KEB elnöke (DEOEC Bőrklinika)
- ☒ Dr. Kiss Attila egyetemi docens, a KEB alelnöke (DEOEC II. sz. Belklinika)
- ☒ Dr. Kádár Pál igazgató, a KEB alelnöke (Postabank Rt., Debrecen)
- ☒ Dr. Szentmiklósi József egyetemi docens, a KEB titkára (DEOEC Farmakológiai és Farmakoterápiai Intézet)
- ☒ Dr. Oláh Éva egyetemi tanár, a KEB tagja (DEOEC Gyermekklinika)
- ☐ Dr. Hernádi Ferenc egyetemi tanár, a KEB tagja (DEOEC Farmakológiai és Farmakoterápiai Intézet)
- ☒ Dr. Lukács Géza egyetemi tanár, a KEB tagja (DEOEC I. sz. Sebészeti Klinika)
- ☒ Dr. Altorjay István egyetemi docens, a KEB tagja (DEOEC II. sz. Belklinika, Gasztroenterológiai Tanszék)
- ☐ Dr. Fodor Mihály egyetemi adjunktus, a KEB tagja (DEOEC Igazságügyi Orvostani Intézet)
- ☒ Dr. Márton Ildikó ügyvéd, a KEB tagja (Dr. Márton Ildikó Ügyvédi Iroda, Debrecen)
- ☒ Simon Ilona klinikai főnővér, a KEB tagja (DEOEC Centrum Elnöki Hivatal)
- ☐ Álmánné Szabó Katalin tanár, a KEB tagja (Művészeti és Kézműipari Szakiskola, Debrecen)
- ☒ Major Gy. Pius O.P., r.k. lelkész, a KEB tagja (Szent László Domonkos Plébánia, Debrecen)

A Bizottság a 23/2002(V.9) és a 24/2002(V.9.) sz. EüM rendeletekben előírtaknak megfelelően működik és működési szabályzata megfelel a GCP-IHC követelményeinek.



**Fontos tudnivalók:**


1. A témavezető a vizsgálatok megkezdését követően köteles haladéktalanul a Bizottság tudomására hozni minden olyan súlyos vagy váratlan nemkívánatos eseményt, amelyek várhatóan befolyásolják a vizsgálati személyek biztonságát vagy a vizsgálat menetét ill. közölni kell a Bizottsággal a protokoll bármilyen módosítását vagy kiegészítését.
2. Az orvosbiológiai beavatkozás befejezése után a kérelmező értékelő jelentést köteles küldeni a Kutásetikai Bizottságnak.
3. Az orvosbiológiai vizsgálatok esetében a Kutásetikai Bizottság folyamatosan utánpótlási felülvizsgálatot tart. Amennyiben a helyszíni szemlére nem kap előzetes értesítést, a vizsgálatvezető az alább megjelölt időpontban köteles írásban részjelentést küldeni az RKEB elnökének.


Az írásbeli jelentés időpontja: 2004 június

Helyszíni szemle bármikor, előzetes egyeztetés után.

Az RKEB részéről a vizsgálat ellenőrzésére kijelölt bizottsági tag (független orvos):  
Dr. Herrádi Ferenc egyetemi tanár, DEOEC Farmakológiai és Farmakoterápiai Intézet  
Tel: (52) 411-717/4495 mellék

Debrecen, 2003. máj. 15.

  
Dr. Horkay Irén  
egyetemi tanár  
a DEOEC RKEB Elnöke

  
Dr. Gergely Pál  
egyetemi tanár  
a DEOEC tudományos igazgatója





Ikt.sz.: 287/01- 28 /2006.02T

DE OEC TUDOMÁNYOS BIZOTTSÁG  
Regionális és Intézményi  
Kutatásetikai Bizottsága

Helyben

Reumatológiai  
Fakócs

Debrecen, 2006. október 16.

+ 1x 2006. 11. 07.


Tisztelt Kutatásetikai Bizottság,

1993. november 24-i dátummal a másolatban mellékelt engedélyt kaptam a tisztelt Kutatásetikai Bizottságtól gerincsebészeti implantátumok tetemeken való kipróbálására. A munkának azt a fázisát sikeresen lezártuk. 1999-ben szerzett Ph.D. fokozatom alapjául szolgáló munkának is egy jelentős hányadát tette ki és számos közlemény, valamint előadás is született a témával kapcsolatban. A szóban forgó implantátumon módosításokat végeztünk az utóbbi időben és ismételten szeretnék engedélyt kapni a műtéti technika cadavereken történő validálására. A módszer egyébként a gerincferdülés és bizonyos töréstípusok hátsó behatolásból végzett műtéti korrekcióját szolgálja.

Tekintettel arra, hogy 13 év telt el az eredeti engedély kiadása óta – aminek egyébként nem volt időbeli korlátja megszabva -, tisztelettel kérném a tisztelt Kutatásetikai Bizottságot az engedély ismételt megerősítésére.

Tisztelettel

A cadavereken történő  
módban történő vizsgáláshoz  
Debrecen, 2006. 10. 17.  
Mernyei

  
Dr. Csernátony Zoltán  
egyetemi docens  
klinikaigazgató



dc\_605\_12

DEBRECENI EGYETEM  
ORVOS- ÉS EGÉSZSÉGTUDOMÁNYI CENTRUM  
TUDOMÁNYOS BIZOTTSÁGÁNAK  
REGIONÁLIS ÉS INTÉZMÉNYI KUTATÁSETIKAI BIZOTTSÁGA

Elnök: Dr. Horkay Irén egyetemi tanár

Bőrgyógyászati Klinika

4012. Debrecen. Nagyerdei krt. 98. Pf. 34

Tel: (52) 432-282/5856 m. Fax: (52) 414-632

E-mail: [IHORKAY@jaguar.dote.hu](mailto:IHORKAY@jaguar.dote.hu)**Kutatásetikai bizottsági vélemény**

A DE OEC Regionális és Intézményi Kutatásetikai Bizottsága a 2006. december 21-i ülésén áttekintette az alábbi protokollt:

A téma címe: **Új típusú gerincstabilizáló rendszer cadavereken végzett vizsgálata**

A protokoll azonosítója: (Megbízónál): **saját kezdeményezésű kutatás**

(DEOEC RKEB/IKEB-nél): **2570-2006****előzetesen: 123/1993**

A témavezető neve: **Dr. Csernátó Zoltán**

Beosztása, tudományos fokozata: **egyetemi docens, klinikaigazgató**

Munkahelyének címe: **DEOEC Ortopédiai Klinika**

A megvizsgált dokumentumok felsorolása:

☒ A vizsgálat protokollja

☐ A protokoll módosításai (Amendment) Szám: Dátum:

☐ Investigator's Brochure (A vizsgálandó gyógyszerrel kapcsolatos mindennemű, korábbi kémiai, farmakológiai, toxikológiai, klinikai információ)

☐ A témavezető és a résztvevő kutatók tudományos életrajza

☐ A betegek/önkéntesek toborzásához használt anyagok, hirdetések

☐ Magyar nyelvű betegtájékoztató

☐ Önkéntességi ill. a betegnek a vizsgálatba való beleegyezését tartalmazó nyilatkozat űrlapja

☐ Kártalanítási megállapodások (DEOEC) (Indemnification, Insurance)



dc\_605\_12

DEOEC RKEB/IKEB Prot. No. 2570 -2006

2. oldal

- ☐ Adatlapok (Case Report Forms)
- ☒ Az Etikai Bizottság(ok)nak és más engedélyező/véleményező szervezeteknek (pl. OGYI, OKI, ORKI, ANTSZ, stb.) a tervezett vizsgálatokkal kapcsolatos valamennyi korábbi döntése. **Prof. Nemes Zoltán hozzájáruló nyilatkozata 2006.10.17.**
- ☐ A vizsgálatban résztvevő személyeknek (egészséges önkénteseknek és betegeknek) adott valamennyi juttatás és kompenzáció
- ☐ Egyéb dokumentumok:

A Kutásetikai Bizottság megjegyzése a protokoll és a csatolt dokumentumok felülvizsgálata alapján:

- ☒ Kedvező
- ☐ Kedvező (ajánlásokkal)
- ☐ Kedvezőtlen (érvekkel)

Vélemény: **A korábban - engedéllyel megkezdett vizsgálatok - folytatását a Bizottság tudomásul vette.**

A protokoll áttekintésében résztvevő bizottsági tagok:

- ☒ Dr. Horkay Irén egyetemi tanár, a KEB elnöke (DEOEC Bőrklínika)
- ☒ Dr. Kiss Attila egyetemi docens, a KEB alelnöke (DEOEC II. sz. Belklínika)
- ☒ Dr. Kádár Pál igazgató, a KEB alelnöke (Magyar Fejlesztési Bank Rt., Debrecen)
- ☒ Dr. Szentmiklósi József egyetemi docens, a KEB titkára (DEOEC Farmakológiai és Farmakoterápiai Intézet)
- ☒ Dr. Oláh Éva egyetemi tanár, a KEB tagja (DEOEC Gyermekklínika)
- ☒ Dr. Hernádi Ferenc egyetemi tanár, a KEB tagja (DEOEC Farmakológiai és Farmakoterápiai Intézet)
- ☐ Dr. Lukács Géza egyetemi tanár, a KEB tagja (DEOEC I. sz. Sebészeti Klínika)
- ☒ Dr. Altörjay István egyetemi docens, a KEB tagja (DEOEC II. sz. Belklínika, Gasztroenterológiai Tanszék)
- ☐ Dr. Káplár Miklós egyetemi adjunktus, a KEB tagja (DEOEC I. sz. Belklínika, Anyagcsere Betegségek Tanszék)
- ☒ Dr. Fodor Mihály egyetemi adjunktus, a KEB tagja (DEOEC Igazságügyi Orvostani Intézet)
- ☒ Dr. Márton Ildikó ügyvéd, a KEB tagja (Dr. Márton Ildikó Ügyvédi Iroda, Debrecen)
- ☒ Simon Ilona klinikai főnővér, a KEB tagja (DEOEC Centrum Elnöki Hivatal)
- ☒ Kálmánné Szabó Katalin tanár, a KEB tagja (Művészeti és Kézműipari Szakiskola, Debrecen)
- ☐ Major Gy. Pius O.P., r.k. lelkész, a KEB tagja (Szent László Domonkos Plébánia, Debrecen)

*A Bizottság a hatályos hazai rendeletekben előírtaknak megfelelően működik és működési szabályzata megfelel az ICH-GCP követelményeinek.*



dc\_605\_12

DEOEC RKEB/IKEB No. 2570 -2006

3. oldal

*Fontos tudnivalók:*

1. A témavezető a vizsgálatok megkezdését követően köteles haladéktalanul a Bizottság (valamint a szponzor és egyéb felettes szervek, pl. OGYI) tudomására hozni minden olyan súlyos vagy váratlan nemkívánatos eseményt, amelyek várhatóan befolyásolják a vizsgálati személyek biztonságát vagy a vizsgálat menetét ill. közölni kell a Bizottsággal a protokoll bármilyen módosítását vagy kiegészítését.
2. Az orvosi biológiai beavatkozás befejezése után a kérelmező értékelő jelentést köteles küldeni a Kutatásetikai Bizottságnak.
3. Az orvosi biológiai vizsgálatok esetében a Kutatásetikai Bizottság folyamatosan utánkövetési felülvizsgálatot tart. Amennyiben a helyszíni szemlére nem kap előzetes értesítést, a vizsgálatvezető az alább megjelölt időpontban köteles írásban részjelentést küldeni az RKEB elnökének.

Az írásbeli jelentés időpontja: 2007 december  
Helyszíni szemle bármikor, előzetes egyeztetés után.

Az RKEB részéről a vizsgálat ellenőrzésére kijelölt bizottsági tag (független orvos):

Prof. Dr. Lőrincz György

Debrecen, 2006 dec. 21.

Dr. Horváth Irén  
egyetemi tanár  
a DEOEC RKEB Elnöke

Dr. Gergely Pál  
egyetemi tanár, akadémikus  
a DEOEC tudományos elnökhelyettese



dc\_605\_12

## **2. Mechanikai mérési jegyzőkönyvek**





**DEBRECENI EGYETEM  
BIOMECHANIKAI ANYAGVIZSGÁLÓ LABORATÓRIUM**

**Cím:** 4012 Debrecen, Ótemető u. 2-4.  
**E-mail:** csz@dote.hu  
 horvath@mfk.unideb.hu  
**Telefon:** 06 52 415-155 / 77707  
**Fax:** 06 52 415-494



## VIZSGÁLATI JEGYZŐKÖNYV

Kiadás dátuma: 2007.06.07.

### 1. A vizsgálat megnevezése, azonosítója

Gerincimplantátum-elemek statikus tulajdonságainak meghatározása: Axiális, Z irányú nyomóterhelés  
 ASTM F 1798-97

### 2. Megrendelő

Sanatmetal Kft.  
 3300 Eger, Faiskola u. 5.

### 3. A vizsgált minta adatai

**Megrendelés azonosítója:** 2007/002

**Próbatest-azonosítók:** A1, A2, A3, A4, A5

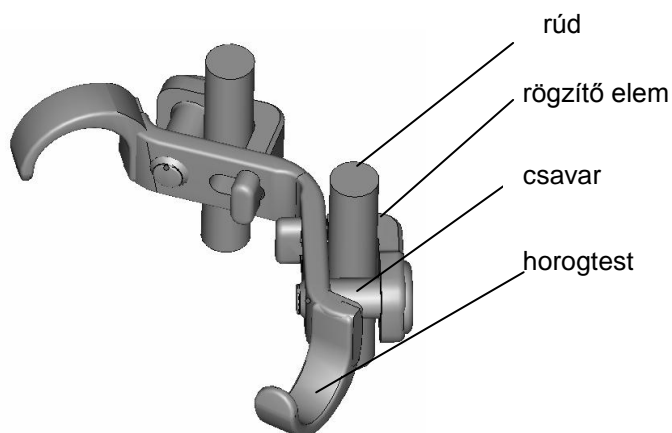
**Mintadarabok száma:** 5

**Típus:** CAB-horog. Méretek: A1, A4 és A5:L, A2 és A3: S

**Gyártó:** Sanatmetal Kft.

**Tétel-azonosító:** A1 és A4: 802007405-0572, A5: 802007405-0573, A2 és A3: 802007405-0604

**Rajz:**

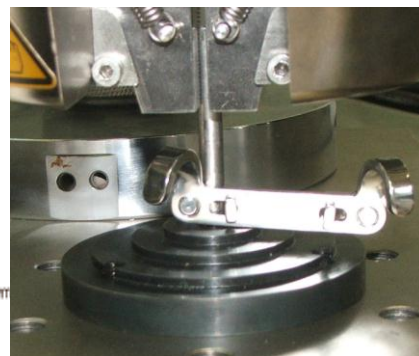
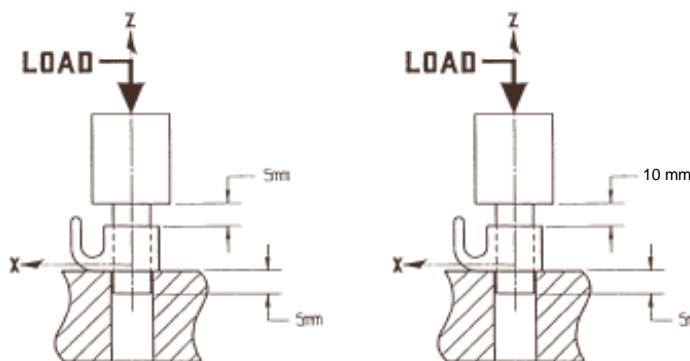


### 4. Vizsgálat

A terhelés mértéke és jellege:

A szabvány szerint:

Az alkalmazott vizsgálatnál:



A rúdon való rögzítés vizsgálata egyidőben csak az implantátum egyik oldalán történt.

### Eltérés a szabványban javasolt összeállítástól:

A rúd fenti megfogásának a hidraulikus pofa nagyobb helyigénye miatt 5 helyett 10 mm helyet hagytunk.

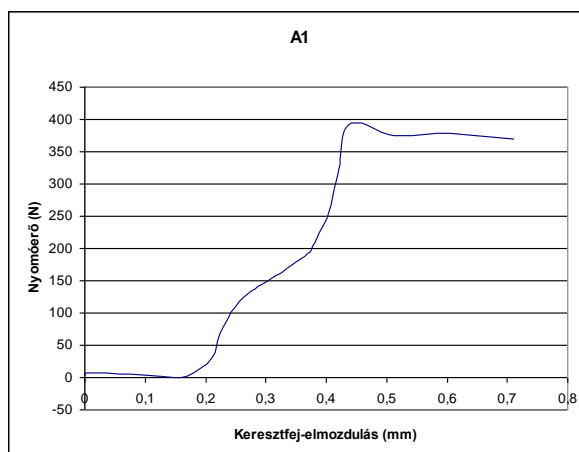
### A rögzítőcsavarok meghúzási nyomatéka:

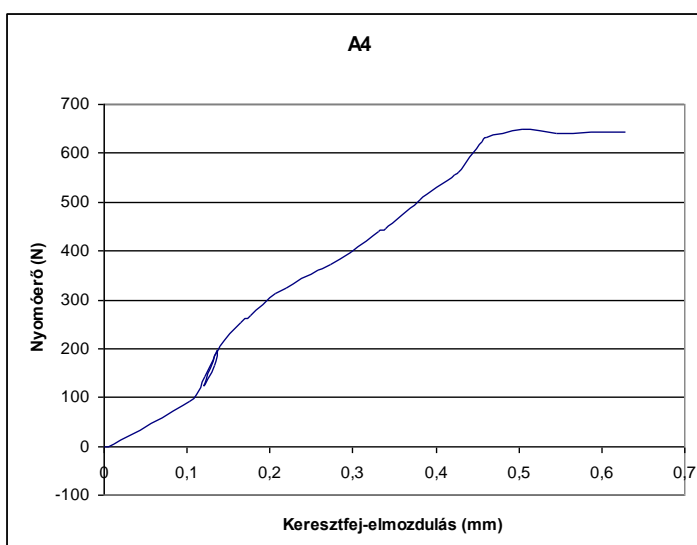
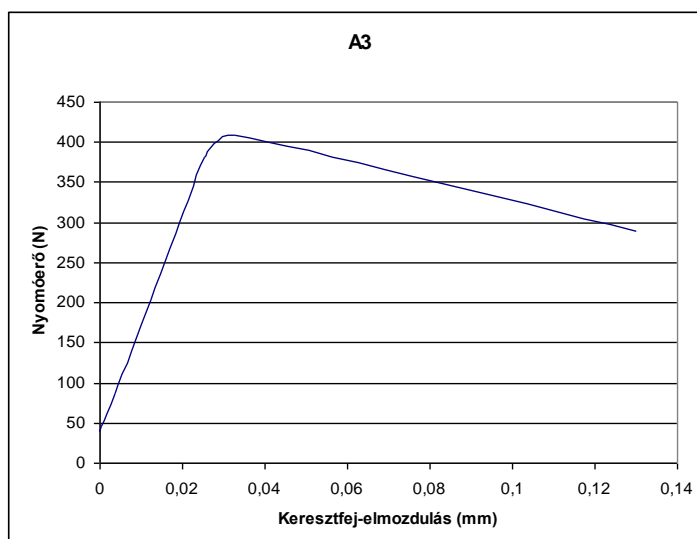
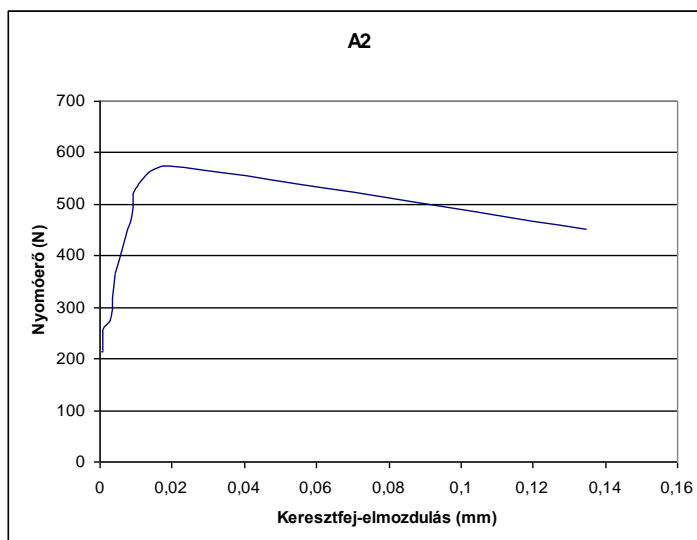
A csavarokat nyomatékhatároló kulccsal húztuk meg, amely 5 Nm-re volt beállítva. A meghúzási nyomaték tehát mind az öt esetben pontosan 5 Nm volt (átlag=5 Nm, szórás=0).

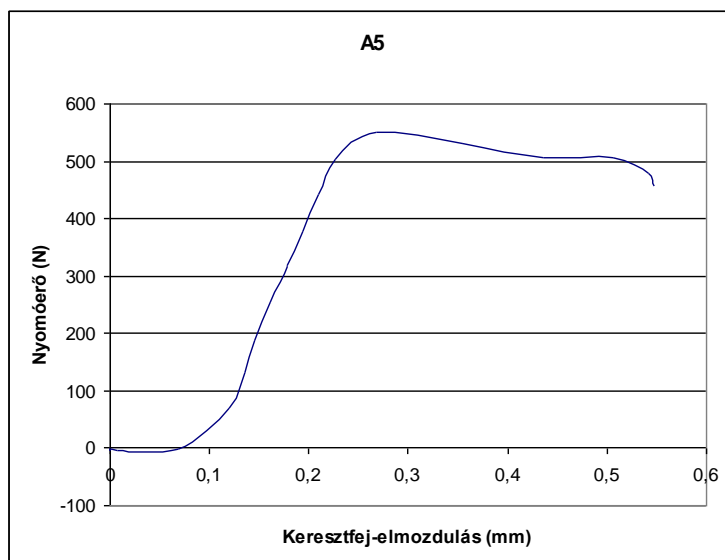
### A mért maximális erő:

Próbatest	Maximális nyomóerő [N]
A1	393,95
A2	573,54
A3	409,68
A4	649
A5	550,32
Szórás	109,97
Átlag	515,3±5,2

### Terhelési diagramok:







**Maradó alakváltozás, durva károsodás:** Nem volt

**Szemmel látható korrózió, felületi sérülés:** Nem volt

**Vizsgálat folyadék, vagy levegő közegben:** A vizsgálat levegőn történt.

**A befogó- és terhelő alkatrészek sérülése:** Nem történt károsodás

**A terhelés jellege és mértéke:** Statikus, 25 mm/perc sebességgel

**Lazítónyomatékok:**

Próbatest	Lazítónyomaték [Nm]
A1	3,2
A2	3,8
A3	5,8
A4	5,2
A5	3,6
Szórás	1,12
Átlag	4,32

A vizsgálatot végezte:

Manó Sándor  
minőségirányítási vezető

Ellenőrizte:

Dr. Csernátony Zoltán  
laboratóriumvezető





**DEBRECENI EGYETEM  
BIOMECHANIKAI ANYAGVIZSGÁLÓ LABORATÓRIUM**

Cím: 4012 Debrecen, Óttemető u. 2-4.  
E-mail: csz@dote.hu  
horvath@mfk.unideb.hu  
Telefon: 06 52 415-155 / 77707  
Fax: 06 52 415-494



## VIZSGÁLATI JEGYZŐKÖNYV

Kiadás dátuma: 2007.06.07.

### 1. A vizsgálat megnevezése, azonosítója

Gerincimplantátum-elemek statikus tulajdonságainak meghatározása: Flexiós-extenziós, Y irányú hajlítás

ASTM F 1798-97

### 2. Megrendelő

Sanatmetal Kft.

3300 Eger, Faiskola u. 5.

### 3. A vizsgált minta adatai

**Megrendelés azonosítója:** 2007/002

**Próbatest-azonosítók:** C1, C2, C3, C4, C5

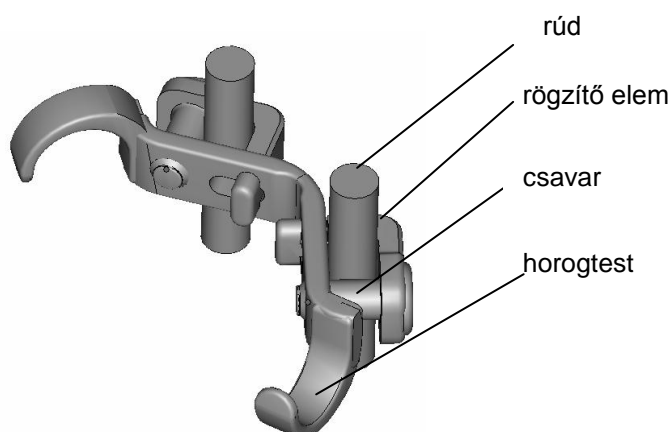
**Próbatestek száma:** 5

**Típus:** CAB-horog. Méretek: C1:M, C2, C3, C4 és C5:S

**Gyártó:** Sanatmetal Kft.

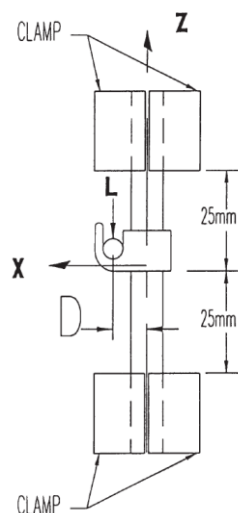
**Tétel-azonosító:** C1: 802007405-0601, C2, C3, C4 és C5: 802007405-0604

**Rajz:**



### 4. Vizsgálat

A terhelés mértéke és jellege:



#### Eltérés a szabványban javasolt összeállítástól:

Nem volt eltérés.

#### A rögzítőcsavarok meghúzási nyomatéka:

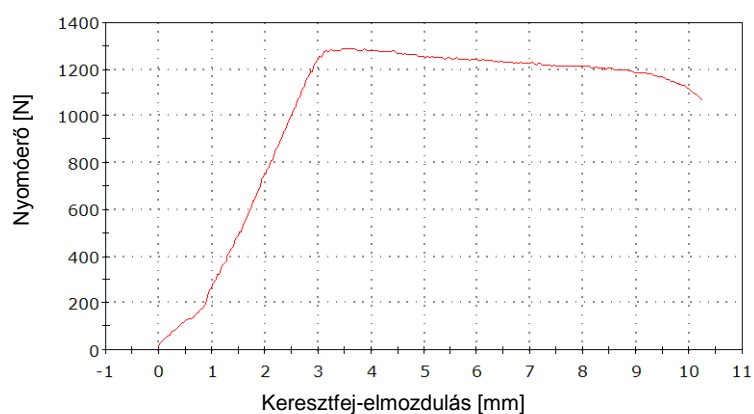
A csavarokat nyomatékhatároló kulccsal húztuk meg, amely 5 Nm-re volt beállítva. A meghúzási nyomaték tehát mind az öt esetben pontosan 5 Nm volt (átlag=5 Nm, szórás=0).

#### A mért maximális nyomóerők:

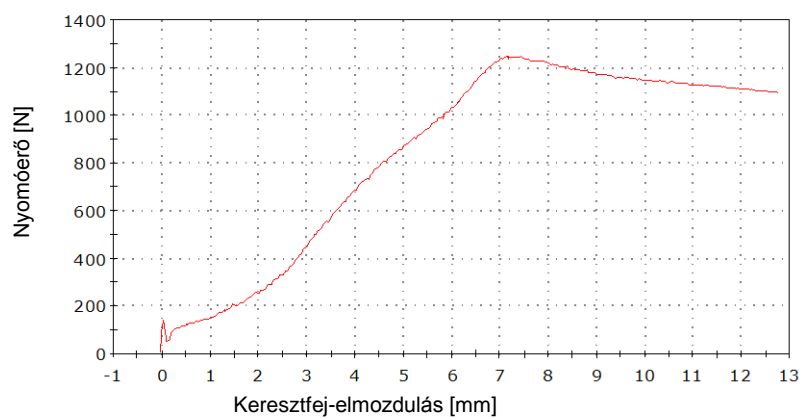
Próbatest	Maximális nyomóerő [N]
C1	1286,98
C2	1247,64
C3	1326,29
C4	1151,27
C5	1315,87
Szórás	70,82
Átlag	1265,61±12,7

#### Terhelési diagramok:

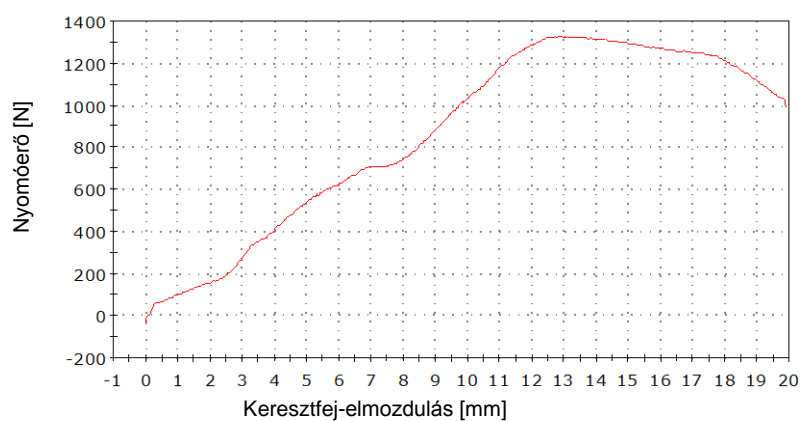
C1

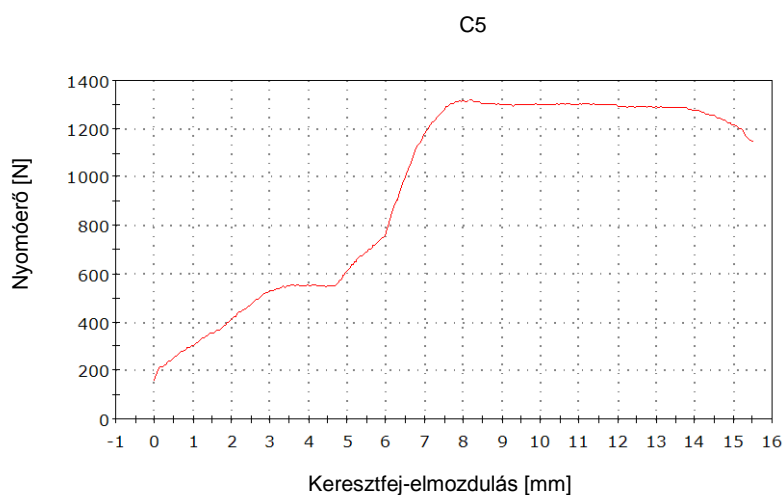
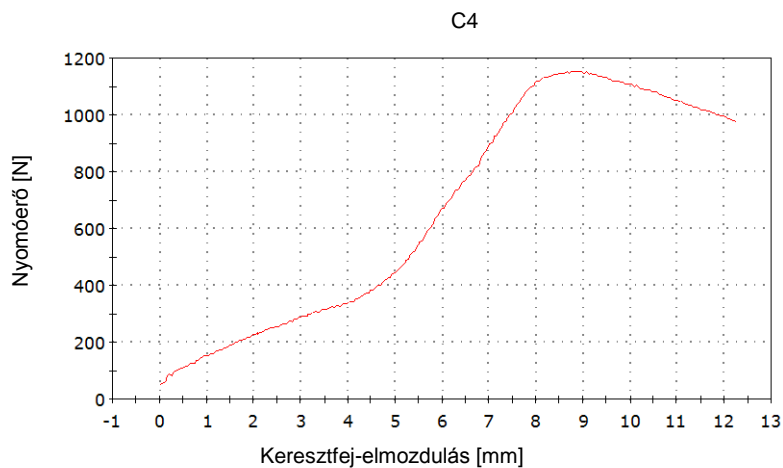


C2



C3





**Maradó alakváltozás, durva károsodás:** A terhelés hatására a horgok nem csúsztak le a rúdon, hanem a horogtest kampója elhajlott.

A C2, C4 és C5 próbatest csavarjai a terhelés hatására megszorultak és csak a menet roncsolásával volt lazítható.

**Szemmel látható korrózió, felületi sérülés:** Nem volt

**Vizsgálat folyadék, vagy levegő közegben:** A vizsgálat levegőn történt.

**A befogó- és terhelő alkatrészek sérülése:** Nem történt károsodás

**A terhelés jellege és mértéke:** Statikus, 25°/perc sebességgel

**Lazítónyomatékok:**

Próbatest	Lazítónyomaték [Nm]
C1	2,2
C2	11,4*
C3	2,1
C4	12,4*
C5	12,6*
Szórás	5,49
Átlag	8,14

\* A csavar beszorult, lazításkor a menet elnyíródott.

A vizsgálatot végezte:



Manó Sándor  
minőségirányítási vezető

Ellenőrizte:



Dr. Csernátony Zoltán  
laboratóriumvezető



**DEBRECENI EGYETEM  
BIOMECHANIKAI ANYAGVIZSGÁLÓ LABORATÓRIUM**

Cím: 4012 Debrecen, Óttemető u. 2-4.  
E-mail: csz@dote.hu  
horvath@mfk.unideb.hu  
Telefon: 06 52 415-155 / 77707  
Fax: 06 52 415-494



## VIZSGÁLATI JEGYZŐKÖNYV

Kiadás dátuma: 2007.06.07.

### 1. A vizsgálat megnevezése, azonosítója

Gerincimplantátum-elemek fárasztási tulajdonságainak meghatározása: Flexiós-extenziós,  
Y irányú hajlítás  
ASTM F 1798-97

### 2. Megrendelő

Sanatmetal Kft.  
3300 Eger, Faiskola u. 5.

### 3. A vizsgált minta adatai

**Megrendelés azonosítója:** 2007/002

**Próbatest-azonosítók:** CF1, CF2, CF3, CF4, CF5, CF6, CF7, CF8

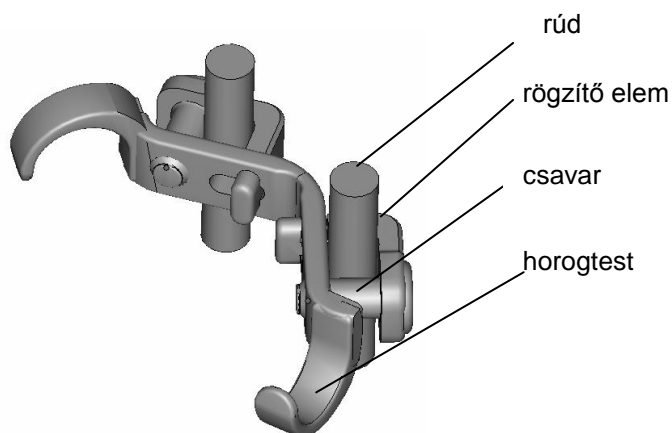
**Mintadarabok száma:** 8

**Típus:** CAB-horog. Méret: L

**Gyártó:** Sanatmetal Kft.

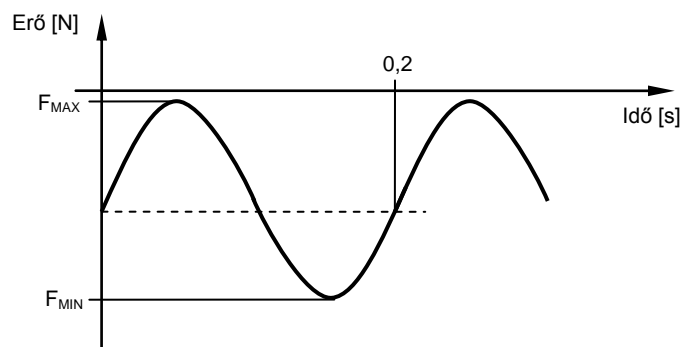
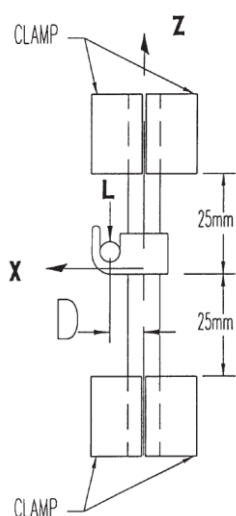
**Tétel-azonosító:** CF1, CF6, CF7 és CF8: 802007405-0573, CF2, CF3, CF4 és CF5:  
802007405-0572

**Rajz:**



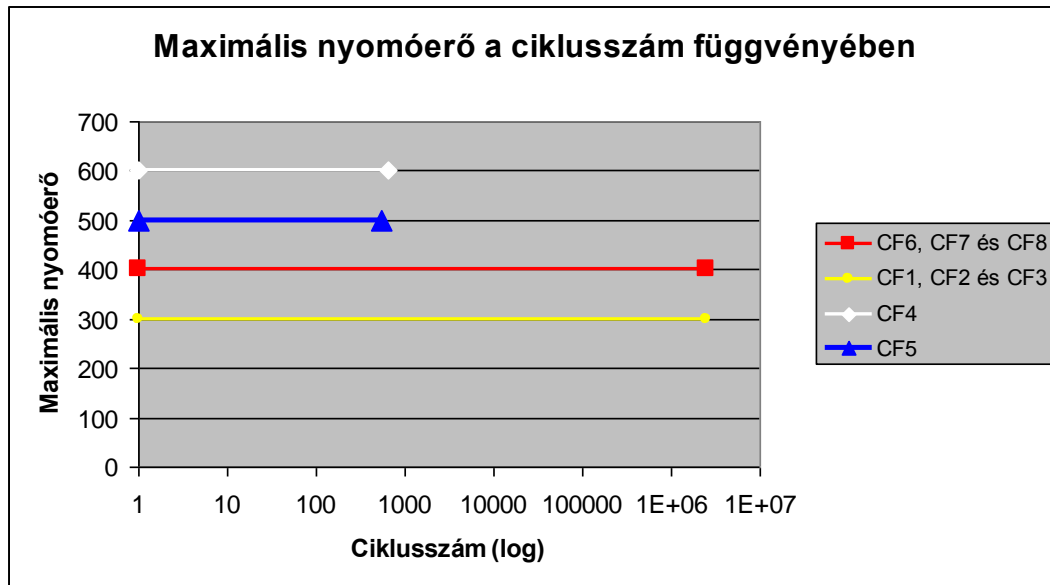
### 4. Vizsgálat

**A terhelés jellege:** Szinuszosan lüktető nyomóterhelés, 10 Hz frekvenciával.



**A terhelés mértéke és ciklusszám:**

Azonosító	$F_{MIN}$ (N)	$F_{MAX}$ (N)	R $F_{MIN}/F_{MAX}$	Ciklusszám
CF1, CF2 és CF3	-300	-10	33	2 500 000
CF4	-600	-10	60	651
CF5	-500	-10	50	544
CF6, CF7 és CF8	-400	-10	40	2 500 000

**Terhelési diagramok:**

Mivel háromszor egymás után az első próbatestek kibírták a 2 500 000 ciklust, így növeltük a nyomóerőt. A CF4 és a CF5 próbatesteknél az 600N és az 500N hatására a horog lecsúszott 651, illetve 544 ciklust követően a rúdon több, mint 3 mm-t. 400 N-t alkalmazva egymás után 3 implantátum (CF6, CF7, CF8) kibírta a 2 500 000 ciklust.

**Megállapítás:** A maximális nyomóerő, amelyet a gerincimplantátum-rendszer 2 500 000 ciklusszámmal elvisel: 400N.

**Eltérés a szabványban javasolt összeállítástól:**

Nem volt eltérés.

**A rögzítőcsavarok meghúzási nyomatéka:**

A csavarokat nyomatékhatároló kulccsal húztuk meg, amely 5 Nm-re volt beállítva. A meghúzási nyomaték tehát mind a három esetben pontosan 5 Nm volt (átlag=5 Nm, szórás=0).

**Maradó alakváltozás, durva károsodás:** Nem volt

**Szemmel látható korrózió, felületi sérülés:** Nem volt

**Vizsgálat folyadék, vagy levegő közegben:** A vizsgálat levegőn történt.

**A befogó- és terhelő alkatrészek sérülése:** Nem történt károsodás



**Lazítónyomatékok:**

<b>Próbatest</b>	<b>Lazítónyomaték [Nm]</b>
<b>CF1</b>	3,2
<b>CF2</b>	4,7
<b>CF3</b>	2,8
<b>CF4</b>	3,5
<b>CF5</b>	5,2
<b>CF6</b>	3,9
<b>CF7</b>	4,5
<b>CF8</b>	3,8
<b>Szórás</b>	<b>0,805339</b>
<b>Átlag</b>	<b>3,95</b>

A vizsgálatot végezte:

Manó Sándor  
minőségirányítási vezető

Ellenőrizte:

Dr. Csernátany Zoltán  
laboratóriumvezető